

SVEUČILIŠTE JOSIPA JURJA STROSSMAYERA U OSIJEKU
ODJEL ZA FIZIKU



ANJA ČUPURDIJA

**IONIZIRAJUĆE ZRAČENJE KOD DIJAGNOSTIČKIH
MEDICINSKIH UREĐAJA**

Diplomski rad

Osijek, 2017.

SVEUČILIŠTE JOSIPA JURJA STROSSMAYERA U OSIJEKU
ODJEL ZA FIZIKU



ANJA ČUPURDIJA

IONIZIRAJUĆE ZRAČENJE KOD DIJAGNOSTIČKIH MEDICINSKIH UREĐAJA

Diplomski rad

Priložen Odjelu za fiziku Sveučilišta Josipa Jurja Strossmayera u Osijeku

radi stjecanja akademskog naziva MAGISTRA EDUKACIJE FIZIKE I INFORMATIKE

Osijek, 2017.

„Ovaj diplomski rad je izrađen u Osijeku pod vodstvom doc.dr.sc. Branka Petrinca u sklopu Sveučilišnog diplomskog studija fizike i informatike na Odjelu za fiziku Sveučilišta Josipa Jurja Strossmayera u Osijeku“.

IONIZIRAJUĆE ZRAČENJE KOD DIJAGNOSTIČKIH MEDICINSKIH UREĐAJA

ANJA ČUPURDIJA

Sažetak

Tema kojom se bavi ovaj diplomski rad je ionizirajuće zračenje kod dijagnostičkih medicinskih uređaja. Fizikalnom interpretacijom objašnjeni su temelji zračenja u radiologiji i radiobiologiji. Dalje kroz rad obrađeni su razni medicinski dijagnostički uređaji, redom: rendgen, kompjutorizirana tomografija – CT, jednofotonska emisijska kompjutorizirana tomografija – SPECT, pozitronska emisijska tomografija – PET, denzitometar i mamograf. Izneseni su principi rada pojedinog uređaja te utjecaj ionizirajućeg zračenja na čovjeka i okolinu.

Rad se zaključuje poglavljem zaštita od zračenja gdje su objašnjeni prevencija i zaštita od ionizirajućeg zračenja popraćena zakonskom regulativom. Cilj rada je upoznati studente i profesore s principom rada medicinskih dijagnostičkih uređaja i ukazati na utjecaj ionizirajućeg zračenja na čovjeka i okolinu.

Rad je pohranjen u knjižnici Odjela za fiziku

Ključne riječi: ionizirajuće zračenje, dijagnostički medicinski uređaji, zaštita od ionizirajućeg zračenja

Mentor: doc.dr.sc. Branko Petrinc, prof. fiz.

Ocjenjivači: doc.dr.sc. Branko Petrinc; doc.dr.sc. Marina Poje Sovilj, mr.sc. Slavko Petrinšak

Rad prihvaćen: odlukom Odbora za diplomske i završne radove

DIAGNOSTIC CLINICAL APPLICATIONS OF IONIZING RADIATION

The topic of this graduate thesis is diagnostic clinical applications of ionizing radiation. Physical interpretation explains the basics of radiation in radiology and radiobiology. Several medical diagnostic devices have been analyzed, namely: X- Ray, Computerized Tomography – CT, One-Photon Emission Computerized Tomography – SPECT, Pozitron Emission Tomography – PET, Densitometer and Mammography. The principles of the work of each device and the influence of ionizing radiation on humans and the environment are laid down.

The paper concludes with the chapter on radiation protection where the prevention and protection from ionizing radiation is accompanied by legal regulation. The aim of the paper is to introduce students and professors to the principle of the operation of medical diagnostic devices and to point out the influence of ionizing radiation on humans and the environment.

Thesis deposited in Department of Physics library

Keywords: ionizing radiation, diagnostic medical devices, protection from ionizing radiation

Supervisor: Assistant Professor Branko Petrinc, Ph.D.

Reviewers: Assistant Professor Branko Petrinc, Ph.D. ; Assistant Professor Marina Poje Sovilj, Ph.D. ; Master of Science Slavko Petrinšak

Thesis accepted: by decision of the Committee for graduate and final works

Sadržaj

1. Uvod	1
1.1 Fizikalni temelji zračenja u radiologiji	1
1.1.1 Interakcija nabijenih čestica s materijom.....	2
1.1.2 Doseg nabijenih čestica	6
1.1.3 Prolazak fotona visoke energije kroz materiju	8
1.1.4 Atenuacija fotonskog snopa	12
1.2 Osnove radiobiologije.....	18
1.2.1 Dozimetrijske veličine.....	18
1.2.2 Fizikalno – biološki efekti	19
1.2.3 Radiosenzitivnost	22
2. Rendgenski uređaj	24
2.1 Princip rada rendgenskog uređaja	24
2.2 Radiogram	31
3. Kompjutorizirana tomografija – CT	33
3.1 Princip rada kompjutorizirane tomografije – CT-a	33
3.2 Rekonstrukcija slike kompjutoriziranom tomografijom.....	38
3.2.1 Fourierov teorem	38
3.2.2 Projekcija nazad.....	40
3.3 CT dozni parametri	42
4. Metode oslikavanja raspodjele aktivnosti radioizotopa	44
4.1 Jednofotonska emisijska kompjutorizirana tomografija – SPECT	46
4.3 Pozitronska emisijska tomografija – PET.....	46
5. Ostali uređaji na bazi rendgenskih zraka.....	47
5.1 Denzitometar.....	47
5.2 Mamograf.....	53
6. Zaštita od zračenja.....	60
6.1 Koncept osobne dozimetrije	60
6.2 Štitovi i kolimatori	67
6.3 Zakonska regulativa.....	68
7. Zaključak	71
8. Literatura	72

1. Uvod

Ionizirajuće zračenje je zračenje koje ima dovoljno energije da ionizira neutralne molekule i atome. Proces u kojem neutralni atom ili molekula postaju pozitivno ili negativno nabijeni nazivamo ionizacija. Vrste ionizirajućeg zračenja su: alfa zračenje (α) – pozitivno nabijena jezgra helija emitirana iz veće, nestabilnije jezgre atoma, beta zračenje (β) – elektron ili pozitron emitiran iz nestabilne jezgre, gama zračenje (γ) – foton vrlo visoke energije emitiran iz nestabilne jezgre atoma, rendgensko zračenje (X) – gama zračenje proizvedeno umjetnim putem, neutronske zračenje (n) – neutron emitiran iz nestabilne jezgre atoma i kozmičko zračenje – zračenje iz svemira. Nakon epohalnog otkrića rendgenskih zraka, za čije je otkriće zaslužan Wilhelm Conrad Röntgen, nagrađen Nobelovom nagradom za fiziku (1901), razvio se novi smjer u medicini – radiologija.[1][2]

Ionizirajuće zračenje u medicini koristi se u dijagnostičkoj radiologiji, nuklearnoj medicini i radioterapiji. Moderna dijagnostička radiologija postala je nezaobilazna grana medicine kod dijagnosticiranja, procesa liječenja i praćenja stanja bolesnika. Dalje u radu bazirat ćemo se na dijagnostičkim medicinskim uređajima, principima rada pojedinih uređaja i utjecaju ionizirajućeg zračenja na čovjeka.[1]

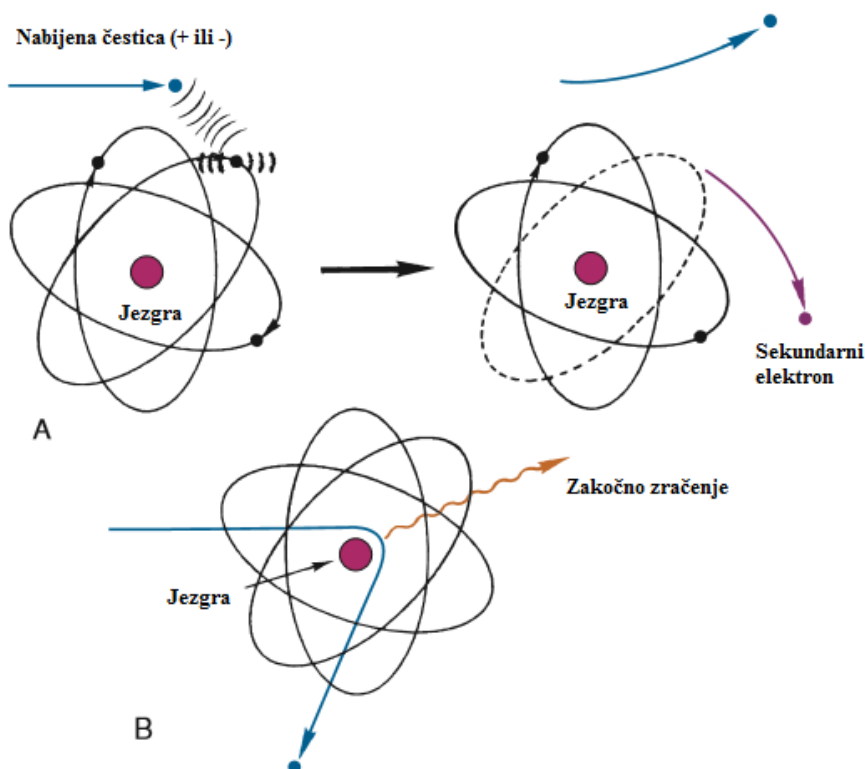
1.1 Fizikalni temelji zračenja u radiologiji

Od značaja bitno zračenje emitirano za vrijeme radioaktivnog raspada jezgre su nabijene čestice, kao što su α i β čestice te elektromagnetsko zračenje – γ i rendgensko zračenje. Navedena zračenja prenose energiju materiji kroz koju prolaze. Osnovni principi za prijenos energije su proces ionizacije i stanje pobuđenosti atoma i molekule. Većina predane energije pretvara se u toplinu (vibracije atoma i molekula). Zračenje emitirano tijekom radioaktivnog raspada jezgre se često naziva ionizirajuće zračenje.[1]

1.1.1 Interakcija nabijenih čestica s materijom

1. Mehanizam interakcije nabijenih čestica

Nabijene čestice visokih energija, kao što su α i β čestice, gube svoju energiju i usporavaju prolaskom kroz materiju, kao rezultat sudara s atomima i molekulama. Elektroni visoke energije su rezultat tih sudara. Oni nastaju i kada γ i rendgenske zrake dođu u interakciju s materijom.[1]



Slika 1. Interakcija nabijenih čestica s atomima [1]

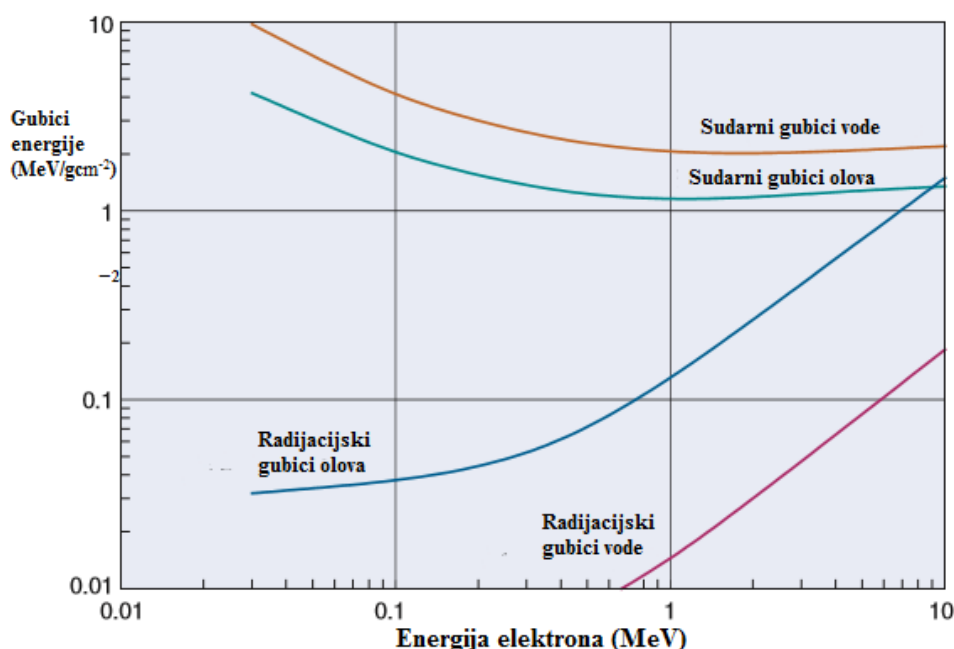
Sudar elektrona s atomima i molekulama uključuje električne sile privlačenja i odbijanja. Nabijena čestica, prolaskom pored atoma uzrokuje stvaranje električne sile na orbitalni elektron. Ako su čestice dovoljno blizu, sila može biti dovoljno jaka da uzrokuje odvajanje orbitalnog elektrona od atoma, odnosno ionizaciju. Nabijena čestica gubi energiju pri sudaru. Dio energije koristi se za svladavanje energije vezanja, a ostatak se predaje izbačenom elektronu u obliku kinetičke energije. Ionizacija unutarnjih ljuski vodi do emisije karakterističnog rendgenskog zračenja. Međutim, takve ionizacije su rijetke s obzirom da ionizacijske interakcije većinom uključuju vanjsku ljusku elektrona. Izbačeni elektroni mogu imati dovoljno energije da uzrokuju sekundarnu ionizaciju. Takvi elektroni se zovu *delta* (δ) zrake. [1]

Kod manje bliskog susreta nabijene čestice i atoma, dolazi do pobuđenosti elektrona – elektron prelazi na više energijsko stanje što uzrokuje atomsko ili molekulsko pobuđenje. Ove interakcije rezultiraju manjim energijskim gubicima nego kod procesa ionizacije. Proces pobuđenosti se očituje u molekulskim vibracijama i atomskim emisijama infracrvenog, vidljivog, ultraljubičastog zračenja. [1]

Treći tip interakcije događa se kada nabijena čestica prodire kroz elektronski omotač atoma i ima interakciju s jezgrom. Za čestice kao što su α čestice ili proton, takva interakcija koristi se u nuklearnim reakcijama za proizvodnju radioizotopa. Međutim, vjerojatnije je da će čestica skrenuti s putanje pod utjecajem jake električne sile. Čestica se naglo usporava i gubi energiju u sudaru. Energija se manifestira u obliku fotona elektromagnetnog zračenja i taj proces se zove *zakočno zračenje*. Energija zakočnog zračenja fotona ima doseg od nula do maksimalne vrijednosti koja odgovara ukupnoj energiji čestice.[1]

2. Gubici energije uzrokovani sudarom i zračenjem

Gubici energije koji nastaju ionizacijom i pobuđenjem nazivaju se *sudarni gubici*, dok oni koji nastaju pri nuklearnim reakcijama i rezultiraju zakočnim zračenjem, *radijacijski gubici*. [1]



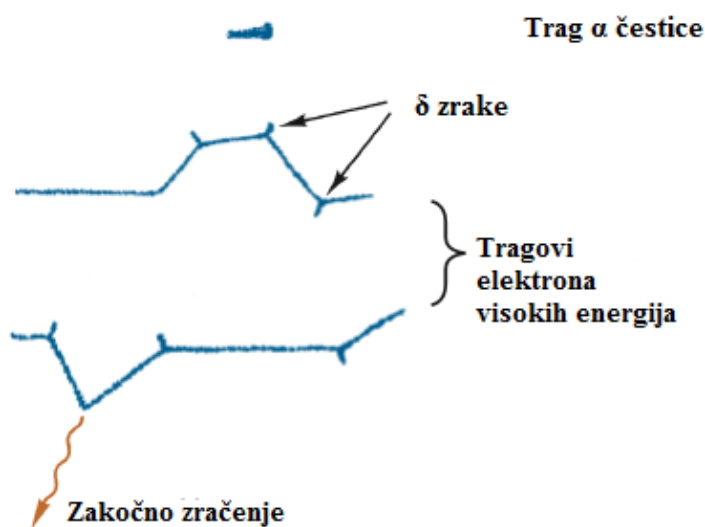
Slika 2. Sudarni i radijacijski gubici [1]

Prema slici 2. sudarni gubici su dominantniji od radijacijskih gubitaka. Radijacijski gubici se povećavaju porastom energije čestice i atomskim brojem Z apsorbera. Na slici 1. je prikazano da

elektroni visokih energija najviše energije gube u sudarnim procesima. Zakočno zračenje je važno u situacijama zaštite od emitiranja velikog broja β čestica. Zaustavljanje β čestica moguće je komadom papira ili plastike. No, kod zakočnog zračenja generirani fotoni imaju veću sposobnost prodiranja. Zakočno zračenje i radijacijski gubici za α čestice su vrlo mali jer je zakočno zračenje obrnuto proporcionalno masi nabijene čestice. Protoni i α čestice su tisuću puta teži od elektrona stoga gube tek 1% od ukupne energije.[1]

3. Tragovi nabijenih čestica

Prolazeći kroz materiju, nabijena čestica ostavlja trag. U mekanim tkivima i materijalima slične gustoće, tragovi su $100\ \mu\text{m}$ široki uz dodatni trag od δ zraka. Kada se teška čestica, kao što je α čestica, sudari s orbitalnim elektronom, njezin smjer ostaje nepromijenjen i izgubi tek djelić svoje energije. Maksimum izgubljene energije za tešku česticu mase M koja se sudari s laganom česticom mase m iznosi $4m/M$. Teške čestice su izložene procesu zakočnog zračenja zbog sudara s jezgrom. Kao rezultat, tragovi su ravne linije, a čestice kontinuirano usporavaju i gube male količine energije u velikom broju individualnih sudara. S druge strane, elektroni mogu skrenuti s putanje pod velikim kutom odklona u sudaru s orbitalnim elektronima te izgubiti velik dio svoje energije. Isto tako, elektron se može sudariti s jezgrom te skrenuti sa svoje putanje pod određenim kutom uz emitiranje fotona zbog zakočnog zračenja. Iz tih razloga, tragovi elektrona su nepredvidljivi.[1]



Slika 3. Prikaz tragova α čestice i elektrona u apsorberu [1]

4. Taloženje energije duž traga nabijene čestice

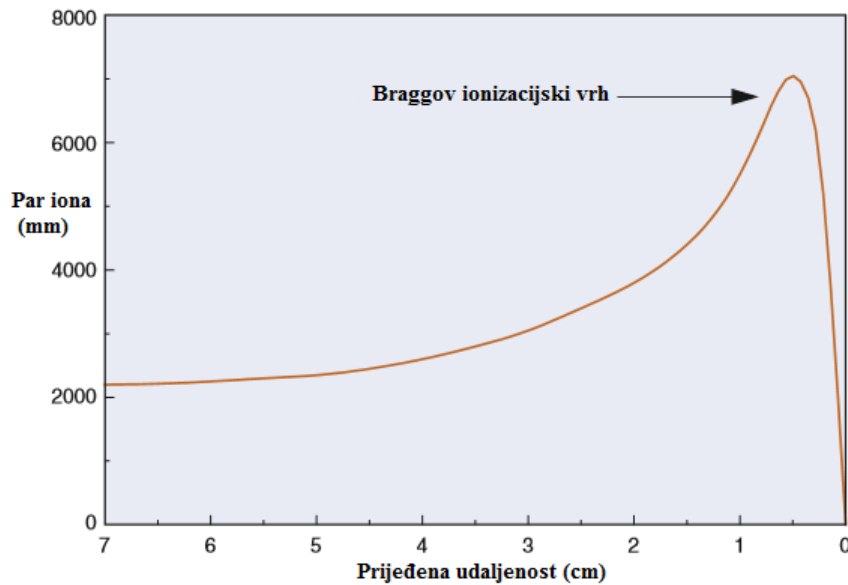
Brzina kojom nabijena čestica gubi energiju određuje udaljenost koju će prijeći i gustoću ionizacije dužinom traga. Brzina gubitka energije i ionizacijska gustoća ovise o svojstvima i gustoći apsorbera. Gustoća apsorbera utječe na gubitak energije zbog gustoće rasporeda atoma dužinom traga. Za energije $\leq 10 \text{ MeV}$ brzina gubitka energije za nabijene čestice povećava se linearno s gustoćom apsorbera.[1]

Ukupna brzina gubitka energije nabijene čestice ($\Delta E/\Delta x$), izražena u mjernoj jedinici ($\frac{\text{MeV}}{\text{cm}}$), se zove *linearna zaustavna snaga* ili *moć zaustavljanja* (S_l). Veličina usko povezana s prethodnom, *linearni prijenos energije* (LET), odnosi se na lokaliziranu energiju duž traga, označava se sa (L) i mjerna jedinica je ($\frac{\text{keV}}{\mu\text{m}}$). LET se razlikuje od S_l po tome što linearni prijenos energije ne uključuje radijacijske gubitke. Za elektrone i α čestice radijacijski gubici su mali, pa su veličine S_l i L identične.[1]

Specifična ionizacija (SI) odnosi se na ukupan broj ionskih parova proizvedenih primarnom i sekundranom ionizacijom duž traga nabijene čestice. Odnos prijenosa linearne energije i specifične ionizacije naziva se *radijacijski težinski faktor* W i računa se prema formuli

$$W = L/SI$$

gdje je W radijacijski težinski faktor. Raspon vrijednosti za različite plinove je $25 - 45 \text{ eV}$ po ionizaciji, neovisno o energiji čestice. Treba razlikovati radijacijski težinski faktor W od ionizacijskog potencijala I . *Ionizacijski potencijal* je prosječna energija potrebna za ionizaciju u materijalu. Za plinove raspon vrijednosti je $10 - 15 \text{ eV}$. Specifična ionizacija raste kako se čestica usporava i to je zabilježeno na kraju traga nabijene čestice.[1]



Slika 4. Specifična ionizacija za α česticu [1]

Na slici 4. prikazan je odnos specifične ionizacije i prijeđenog puta za α česticu. Vrh na grafu se zove *Braggov ionizacijski vrh*. Pojavljuje se kada se energija elektrona smanji za 1 keV.[1]

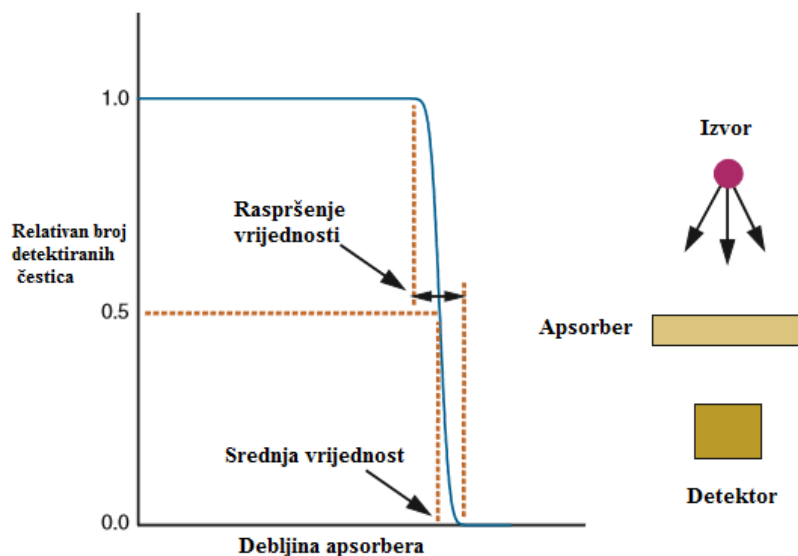
5. Čerenkovljevo zračenje

Čerenkovljevo zračenje događa se kada nabijena čestica prolazi kroz apsorber brzinom većom od brzine svjetlosti. Prolazeći, čestica proizvodi elektromagnetski udarni val. Očituje se snopom vidljive svjetlosti, obično plavkaste boje, zvan *Čerenkovljevo zračenje*. Čerenkovljevo zračenje vrijedi za elektrone energije nekoliko stotina keV.[1]

1.1.2 Doseg nabijenih čestica

1. Alfa (α) čestice

Prolaskom kroz materiju, α čestica gubi energiju kontinuirano što uzrokuje usporavanje čestice. Pri sudaru s atomom ili orbitalnim elektronom α čestica neznatno promijeni putanju. Prijedeni put za α česticu ovisi o njezinoj početnoj energiji i prosječnoj brzini gubitka energije u apsorberu.[1]



Slika 5. Prikaz detektiranih čestica i debljine apsorbira [1]

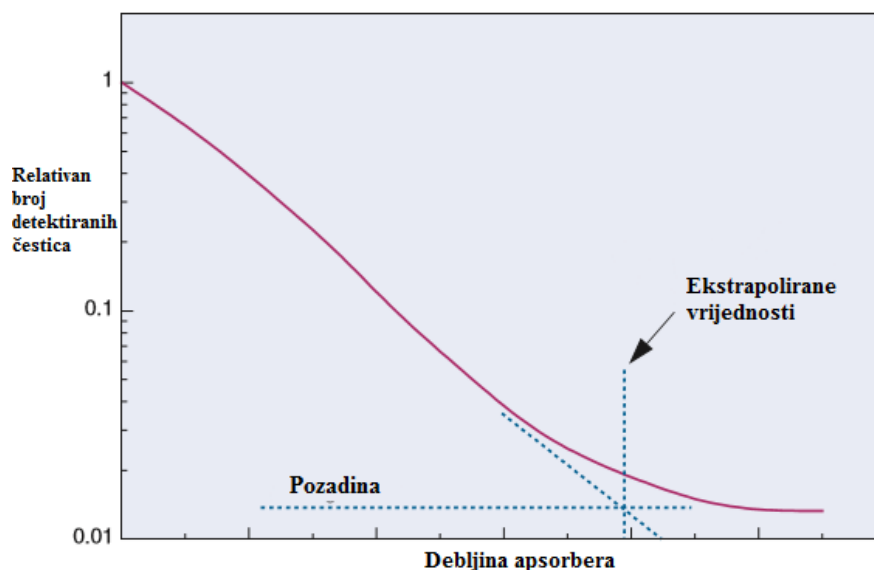
Prema slici 5. transmisijska linija ostaje ravna crta sve dok nije dostignut maksimalan doseg; tada naglo pada prema nuli. Prosječna vrijednost je definirana kao rezultat 50% transmisije. Postoji tek mala količina fluktuacija oko srednje vrijednosti. Za α čestice emitirane tijekom radioaktivnog raspada ($E = 4 - 8 \text{ MeV}$), aproksimacija za srednju vrijednost u zraku je

$$R(\text{cm}) \approx 0.325 E^{\frac{3}{2}} (\text{MeV})$$

U zraku, kao i u mekanom tkivu ili čvrstim materijalima α čestice imaju vrlo mal domet. Zaustavlja ih zrak ili list papira. Ako dospiju do ljudske kože zbog kratkog dosega prodiru tek u površinski sloj epitela. Opasnost postoji ukoliko su unesene u organizam zbog svoje ionizacijske prirode.[1]

2. Beta (β) čestice

Za razliku od α čestica, elektroni i pozitroni podliježu promjeni smjera putanje ili potpunom usporavanju prilikom interakcije. Duljina puta koju elektron ili pozitron prijeđe od važnosti je za izračun linearne energije prijenosa. Doseg je važan za dozimetriju i zaštitu od zračenja kao i za određivanje prostorne rezolucije kod uređaja za oslikavanje.[1]



Slika 6. Odnos detektiranih čestica i debljine apsorbera [1]

Na slici 6. prikazana je krivulja transmisije β čestice. Krivulja počinje padati u trenutku postavljanja apsorbera. Kada je transmisijska krivulja postavljena u logaritamskoj skali, kao na slici, krivulja se u početku smanjuje po relativno pravocrtnoj putanji i završava plošnim repom. Rep krivulje ne odražava transmisiju β čestica ali pokazuje prodiranje fotona zakočnog zračenja generiranih od strane β čestica u apsorberu.[1]

Debljina apsorbera odgovara rasjecištu između linearnog dijela krivulje i repa. Ta veličina se zove *procijenjena vrijednost* (R_e) elektrona. Ova veličina je neznatno manja od R_m , veličine koja opisuje prodiranje β čestica maksimalne energije kroz apsorber maksimalne debljine.[1]

1.1.3 Prolazak fotona visoke energije kroz materiju

1. Mehanizam interakcije fotona

Fotoni visoke energije prenose materiji energiju u složenim interakcijama s atomima, molekulama, jezgrama i elektronima. Ove interakcije ne uzrokuju ionizaciju direktno, kao u slučaju interakcije nabijenih čestica. Međutim, neke od interakcija fotona rezultiraju izbacivanjem orbitalnog elektrona iz atoma ili tvorbom elektronskog para. Ti elektroni uzrokuju ionizacijski efekt, koji čini osnovu za detektiranje fotona visoke energije te uzrokuje radiobiološke efekte. Zbog toga su fotoni visokih energija klasificirani pod sekundarno ionizacijsko zračenje.[1]

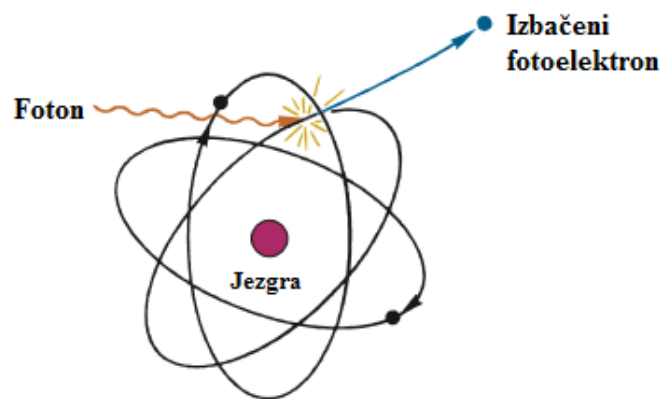
2. Fotoelektrični efekt

Fotoelektrični efekt je apsorpcijski proces u kojem atom apsorbira cjelokupnu energiju upadnog fotona. Foton isčezne, a apsorbirana energija se koristi za izbacivanje orbitalnog elektrona u atomu. Izbačeni elektron naziva se *fotoelektron*. Fotoelektron prima kinetičku energiju E_{fe} koja je jednaka razlici energije upadnog fotona E_0 i energije vezanja elektrona

$$E_{fe} = E_0 - K_B$$

gdje je K_B energija vezanja K-te elektronske ljuske.[1]

Fotoelektrični efekt interpretira se kao sudar fotona i orbitalnog elektrona koji je izbačen iz orbitalne ljuske.

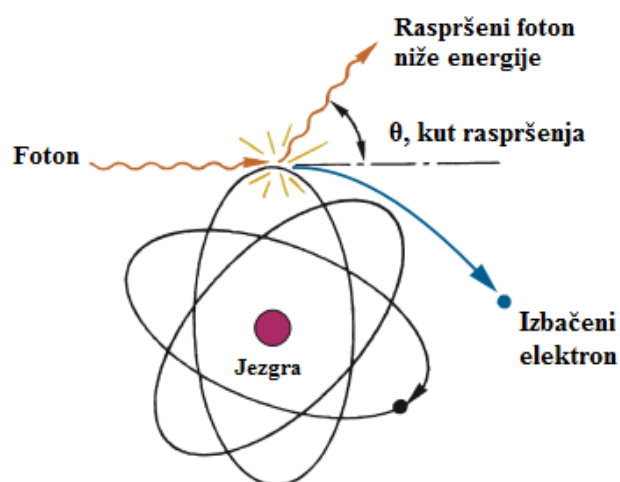


Slika 7. Shematski prikaz fotoelektričnog efekta [1]

Fotoelektron ne može biti izbačen iz elektronske ljuske ukoliko je početna energija fotona manja od energije vezanja valentne ljuske. Fotoelektrični efekt stvara šupljinu u valentnoj ljusci što dovodi do emisije rendgenskog zračenja. Vjerojatniji je fotoelektrični efekt koji se odvija u snažnom električnom polju blizu jezgara nego u području valentnih elektrona. Također, vjerojatnost se povećava s povećanjem atomskog broja Z elementa.[1]

3. Comptonovo raspršenje

Comptonovo raspršenje je sudar između fotona i slabo vezanih elektrona u vanjskoj elektronskoj ljusci. Kako je početna energija fotona veća od energije vezanja elektrona u atomu, interakcija izgleda kao sudar fotona i slobodnog elektrona.



Slika 8. Shematski prikaz Comptonovog raspršenja [1]

Za vrijeme Comptonovog raspršenja foton ne isčezne. Umjesto toga, foton skrene s početne putanje pod kutom raspršenja θ . Pritom se izgubi dio energije, a drugi dio energije fotona se prenosi na izbačeni elektron. Uzimajući u obzir zakon očuvanja energije i količine gibanja slijedi

$$E_{sc} = E_0 / [1 + \left(\frac{E_0}{0,511} \right) (1 - \cos\theta)]$$

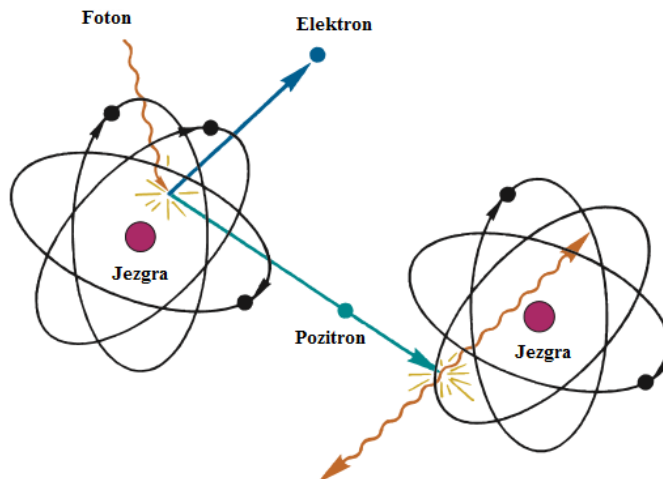
gdje su E_0 i E_{sc} početna energija i energija raspršenja fotona. Prema tome, energija izbačenog elektrona je

$$E_{re} = E_0 - E_{sc}$$

Comptonovo raspršenje ne ovisi o gustoći, atomskom broju ili svojstvu materijala već isključivo o interakciji *foton – elektron*. Količina energije koja je predana izbačenom elektronu ima raspon od nula do E_{max} , ovisno o kutu raspršenja ($0^\circ < \theta < 180^\circ$). Iznos minimalne i maksimalne količine energije ovisi o E_0 , energiji upadnog fotona.[1]

4. Tvorba para

Tvorba para događa se u interakciji fotona s električnim poljem nabijene čestice. Uobičajeno, interakcija se događa s atomskom jezgrom, rjeđe s elektronom.



Slika 9. Shematski prikaz tvorbe para [1]

Tijekom tog procesa, foton isčezne i njegova energija je iskorištena za tvorbu para *elektron* – *pozitron*. S obzirom da elektron i pozitron imaju masu mirovanja ekvivalentnu $0,511 \text{ MeV}$, minimalna energija fotona iznosi $2 \cdot 0,511 \text{ MeV} = 1,022 \text{ MeV}$ što je ujedno i minimalna energija za tvorbu para. Razlika između upadne energije fotona E_0 i energije koja je potrebna za tvorbu para, $1,022 \text{ MeV}$, je kinetička energija pozitrona (E_{e+}) i elektrona (E_{e-})

$$E_{e+} + E_{e-} = E_0 - 1,022 \text{ MeV}$$

Energija se između elektrona i pozitrona raspoređuje nasumično, obično između 20% i 80% raspona. Elektron i pozitron troše kinetičku energiju tijekom procesa ionizacije i stanja pobuđenosti. Kada pozitron izgubi svu energiju i zaustavi se, prolazi kroz proces anihilacije sa susjednim elektronom, a par od $0,511 \text{ MeV}$ anihilacijskih fotona su emitirani u smjeru suprotnom od anihilacijskog procesa. Anihilacijski fotoni prijeđu određenu udaljenost prije nove interakcije. Ovaj proces bitan je za fotone vrlo visokih energija te se njegova vjerojatnost povećava s atomskim brojem Z elementa.[1]

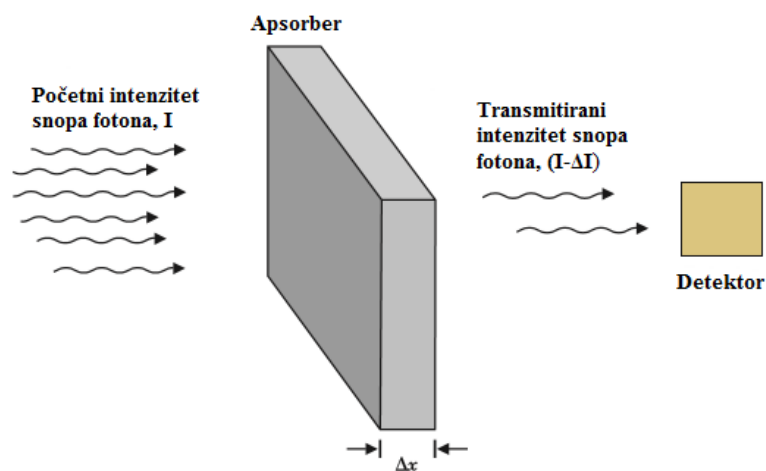
5. Koherentno (Rayleigh) raspršenje

Koherentno raspršenje je vrsta raspršenja koja se događa između fotona i atoma kao cjeline. Zbog velike mase atoma, vrlo mala količina energije se apsorbira u atomu. Uzimajući to u obzir, foton skreće sa svoje putanje bez gubitka energije. Koherentno raspršenje je značajno tek kod relativno niskih energija ($\ll 50 \text{ keV}$). Može biti od značaja kod preciznih transmisija fotona, kao što je kompjutorizirano tomografsko skeniranje. Također je bitno u kristalografiji rendgenskog zračenja. S obzirom da nema efektivnog mehanizma prijenosa fotona materiji, nije od značaja za nuklearnu medicinu.[1]

1.1.4 Atenuacija fotonskog snopa

1. Atenuacijski koeficijenti

Kad foton prolazi kroz apsorber, vjerojatnost da će doći do međusobne interakcije ovisi o energiji fotona, sastavu i debljini apsorbera. Što je veća debljina apsorbera, veća je i vjerojatnost interakcije. Ovisnost o svojstvima apsorbera i energiji fotona je daleko kompliciranija. [1]



Slika 10. Transmisija fotonskog snopa [1]

Prema slici 10. snop fotona intenziteta I usmjeren je prema apsorberu debljine Δx . Zbog jednostavnosti, pretpostavlja se da je apsorber sačinjen od jednog elementa atomskog broja Z . Detektor registrira intenzitet emitiranog fotonskog snopa. Samo fotoni koji prođu kroz apsorber bez interakcije su registrirani. Za relativno tanak apsorber, takav da se početni intenzitet snopa

smanji za malu vrijednost ($\leq 10\%$), djelomično smanjenje intenziteta fotonskog snopa ($\frac{\Delta I}{I}$) je povezano s debljinom apsorbera Δx na sljedeći način

$$\frac{\Delta I}{I} = -\mu_l \cdot \Delta x$$

Minus u jednadžbi govori kako se intenzitet fotonskog snopa smanjuje s povećanjem debljine apsorbera. Veličina μ_l se zove *linearni atenuacijski koeficijent*, dimenzije cm^{-1} . Vrijednost linearnog atenuacijskog koeficijenta se povećava linearno s gustoćom ρ apsorbera. Svojstva gustoće su izražena preko formule

$$\mu_m = \mu_l / \rho$$

Veličina μ_m ima dimenzije ($\frac{\text{cm}^2}{\text{g}}$) i zove se *maseni atenuacijski koeficijent* apsorbera. Maseni atenuacijski koeficijent za više elemenata se računa prema formuli

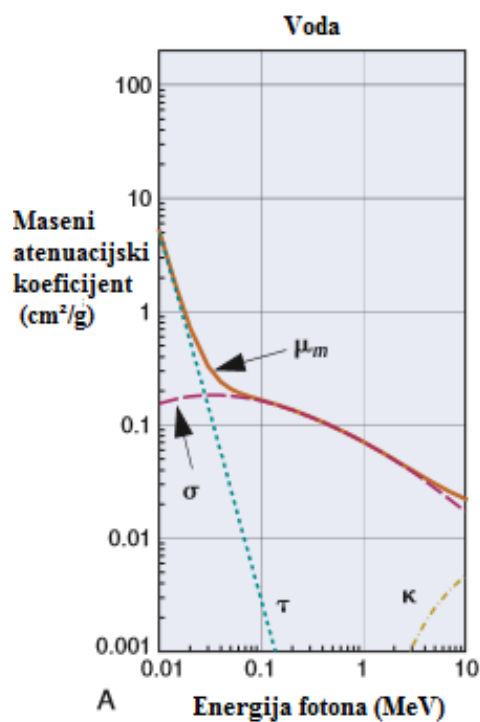
$$\mu_m = \mu_{m,1}f_1 + \mu_{m,2}f_2 + \dots$$

gdje su $\mu_{m,1}, \mu_{m,2} \dots$ atenuacijski koeficijenti za više elemenata, a $f_1, f_2 \dots$ djelomična težina svih elemenata.

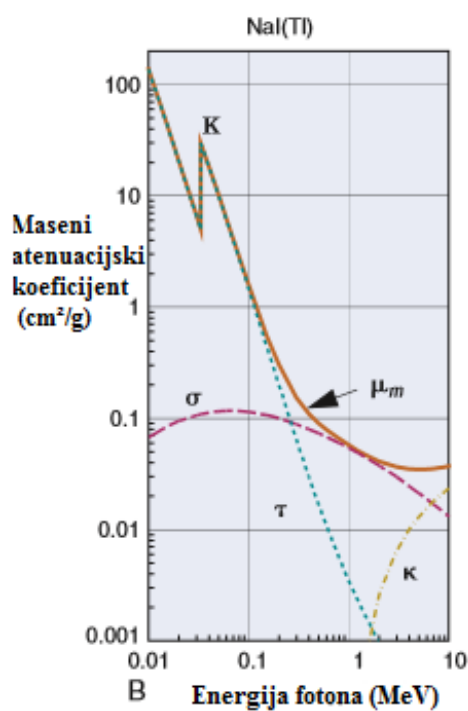
Maseni atenuacijski koeficijent μ_m se može raspisati po komponentama kako slijedi

$$\mu_m = \tau + \sigma + \kappa$$

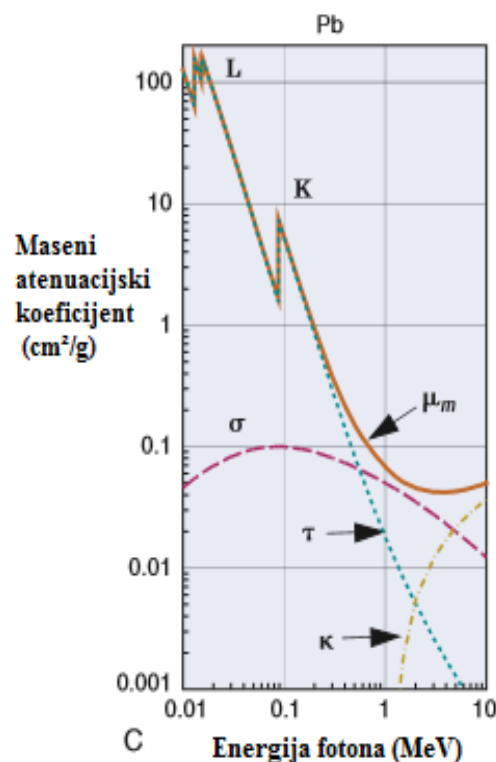
gdje je τ komponenta od μ_m uzrokovana fotoelektričnim efektom, σ komponenta uzrokovana Comptonovim raspršenjem i κ komponenta uzrokovana tvorbom para. [1]



Slika 11. Fotoelektrični koeficijent (τ), Comptonov koeficijent (σ), koeficijent tvorbe para (κ) i maseni atenuacijski koeficijent (μ_m) za vodu (A) od 0,01 do 10 MeV [1]



Slika 12. Fotoelektrični koeficijent (τ), Comptonov koeficijent (σ), koeficijent tvorbe para (κ) i maseni atenuacijski koeficijent (μ_m) za NaI(Tl) (B) od 0,01 do 10 MeV [1]



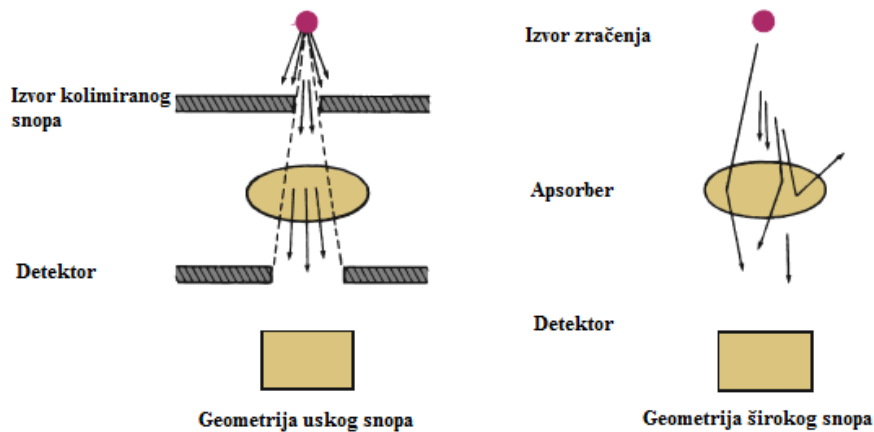
Slika 13. Fotoelektrični koeficijent (τ), Comptonov koeficijent (σ), koeficijent tvorbe para (κ) i maseni atenuacijski koeficijent (μ_m) Pb (C) od 0,01 do 10 MeV [1]

Grafovi na slici 11,12 i 13 ilustriraju sljedeće:

- Iznos komponente τ fotoelektričnog efekta raste s porastom energije fotona i atomskog broja apsorbera. Do naglog porasta dolazi pri energijama koje odgovaraju energiji vezanja elektrona u apsorberu. Energija vezanja joda u K – ljusci iznosi 33,2 keV i raste do 88,0 keV. Faktor porasta iznosi 5 – 6. Takvi nagli porasti se zovu *K apsorpcijski rubovi*. Fotoelektrični efekt dominira kod teških elemenata s niskom energijom fotona. [1]
- Iznos komponente σ Comptonovog raspršenja smanjuje se porastom energije E fotona i atomskog broja Z apsorbera. Te promjene su zanemarivo male pa je σ invarijantan sa Z i E . Comptonovo raspršenje dominira za srednje vrijednosti Z i E . [1]
- Komponenta κ tvorbe para iznosi nula za energije fotona manje od 1,02 MeV. Porastom energije fotona E i atomskog broja Z , komponenta κ raste prema funkciji logaritma. Tvorba para dominira kod visokih energija fotona i visokog atomskog broja Z . [1]

2. Geometrija uskog snopa fotona

Transmisija snopa fotona kroz apsorber velike debljine ovisi o tome jesu li raspršeni fotoni zabilježeni kao dio transmitiranog snopa. Postupak osmišljen kako bi se minimiziralo detektiranje raspršenih fotona se zove *geometrija uskog snopa*. S druge strane, postupak osmišljen za detekciju što većeg broja raspršenih fotona naziva se *geometrija širokog snopa*.



Slika 14. Geometrija uskog i širokog snopa fotona [1]

Za postizanje geometrije uskog snopa, potreban je kolimator koji će usmjeriti snop fotona prema apsorberu. Uspješno namještanje snopa fotona prema apsorberu sprečava detektiranje fotona koji su mnogostruko raspršeni u apsorberu. Poželjno je smjestiti apsorber na pola puta između izvora i detektora. Transmisija snopa fotona kroz apsorber opisana je eksponencijalnom jednačinom

$$I(x) = I(0)e^{-\mu_l x}$$

gdje je $I(x)$ intenzitet snopa transmitiran kroz debljinu x apsorbera, $I(0)$ intenzitet detektiran u odsustvu apsorbera, a μ_l *linearni atenuacijski koeficijent* apsorbera. U odnosu na nabijene čestice, fotoni nemaju određen maksimalni doseg. Postoji konačna vjerojatnost da će foton prodrijeti i kroz najdeblji apsorber. [1]

Veličina koja opisuje debljinu apsorbera koja smanjuje detektirani intenzitet snopa za polovinu početne vrijednosti se zove *sloj polovične vrijednosti (HVL)*. S linearnim atenuacijskim koeficijentom je povezan na način

$$HVT = \ln 2 / \mu_l$$

$$\mu_l = \ln 2 / HVL$$

gdje je $\ln 2 \approx 0,693$. [1]

Problemi koji se pojavljuju u slučaju zaštite od zračenja zahtijevaju upotrebu apsorbera dovoljne debljine. U tu svrhu, korisno je znati veličinu *sloj desetine vrijednosti* (TVL); debljina apsorbera koja smanjuje intenzitet transmitiranog snopa za faktor 10. To je dano izrazom

$$TVL = \frac{\ln 10}{\mu_l} \approx 3,32 \cdot HVL$$

Gdje je $\ln 10 \approx 2,30$. Veličina

$$X_m = 1/\mu_l$$

naziva se *srednji slobodni put* fotona u apsorberu. To je prosječna udaljenost koju foton prijeđe u apsorberu prije interakcije. Srednji slobodni put i HVL su povezani relacijom

$$X_m = HVL/\ln 2 \approx 1,44 \cdot HVL$$

Usporedbom fotona s elektronima ili α česticom, fotoni imaju značajniji prodor kroz apsorber. [1]

3. Geometrija širokog snopa

Problemi atenuacije širokog snopa fotona u nuklearnoj medicini leže u skladištenju radioaktivnih materijala i prodiranju fotona emitiranih iz radioaktivnih obilježivača u unutrašnje organe. U oba slučaja, određena količina raspršenja se događa u apsorberu. Faktor prema kojem se transmisija povećava se zove *faktor prirasta B*. Prema tome, transmisijski faktor za široki snop dan je relacijom

$$T = B e^{-\mu_l x}$$

gdje su μ_l i x linearni atenuacijski koeficijent i debljina apsorbera.

Mnogi radioizotopi emitiraju fotone viših energija. Moguće je detektirati malu količinu fotona visokih energija u prisutstvu velikog broja fotona niske energije.[1]

1.2 Osnove radiobiologije

1.2.1 Dozimetrijske veličine

Kada ionizirajuće zračenje prolazi kroz materiju, u ovom slučaju ljudsko tijelo, ono prenosi energiju. Energija apsorbirana po jedinici mase naziva se doza. Postoje tri različite količine doze: *apsorbirana doza*, *ekvivalentna doza* i *efektivna ekvivalentna doza*. [3] [4]

Apsorbirana doza D je količina energije apsorbirana po jedinici mase u tvari (ljudskom tijelu). Mjerna jedinica apsorbirane doze je *Gray* [Gy]. Računa se prema formuli

$$D = dE/dm$$

gdje je dE unutrašnja energija, a dm jedinica mase. [3] [4]

Prilikom apsorpcije zračenja u tkivu, zračenje može izazvati biološki efekt. S obzirom da ionizirajuće zračenje djeluje različito na različite vrste tkiva, jednake vrijednosti apsorbiranih doza u tkivu ne znače nužno jednake biološke efekte. Iz tog razloga uvodi se nova dozimetrijska veličina, ekvivalentna doza. Ekvivalentna doza H jednaka je apsorbiranoj dozi zračenja pomnoženoj s bezdimenzionalnim faktorom N koji predstavlja razlike u biološkim efektima zračenja. Ovisi o vrsti ionizirajućeg zračenja. Mjerna jedinica ekvivalentne doze je *Sievert* [Sv]. Računa se prema formuli

$$H = DQN$$

gdje su Q i N bezdimenzionalni faktori. Za različite vrste zračenja Q ima različite vrijednosti. Tako za zračenje α čestice Q iznosi 20, za zračenje β čestice Q iznosi 1 – 2, a za γ zračenje Q iznosi 1. [4]

Zbog različitog djelovanja ekvivalentne doze na različita tkiva, uvodi se veličina efektivna ekvivalentna doza koja ovisi o vrsti tkiva. Efektivna ekvivalentna doza H_e jednaka je ekvivalentnoj dozi pomnoženoj s težinskim faktorom W_i . Mjerna jedinica efektivne ekvivalentne doze je *Sievert* (Sv). Računa se prema formuli

$$H_e = \sum_i W_i H_i$$

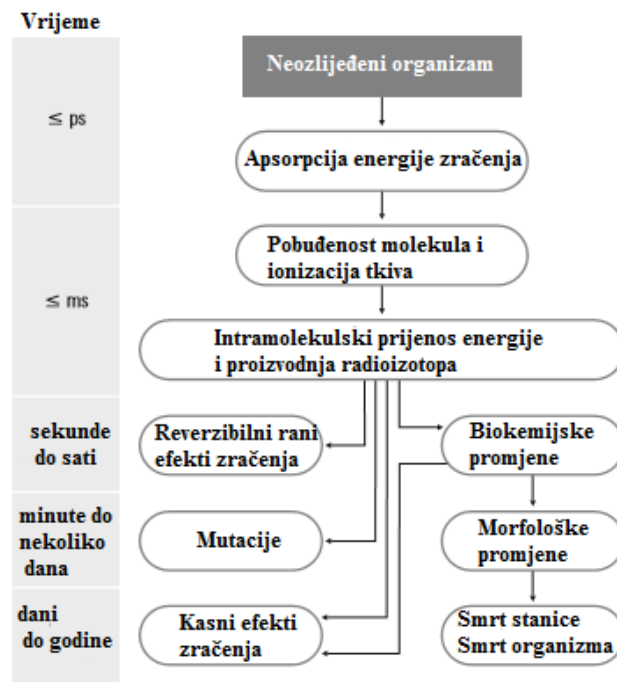
Gdje je W_i težinski faktor, a H_i ekvivalentna doza. Vrijednosti W_i nalaze se između 0 i 1. [4]

1.2.2 Fizikalno – biološki efekti

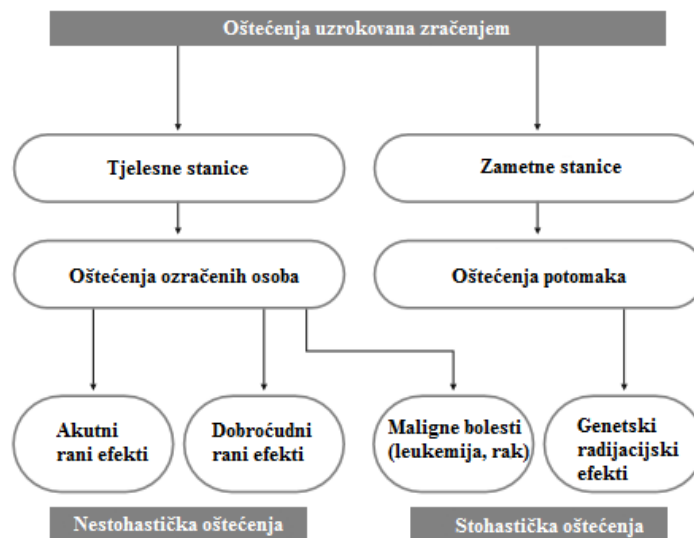
Izloženost zračenju može imati negativne posljedice na ljudsko zdravlje. Jedan od najvećih utjecaja zračenja je induciranje promjena u DNA molekuli. Zračenje može uzrokovati DNA oštećenje na dva načina; *direktno* i *indirektno*. Kod direktne interakcije, fotoni ili nabijene čestice direktno međudjeluju s DNA. Ionizacijski proces pogađa molekulu vodika, što uzrokuje gubitak vodika u DNA strukturi. Tako nastaje slobodni radikal. Slobodni radikali su iznimno reaktivni; sudjeluju u interakcijama sa susjednim molekulama. Kada slobodno mjesto u DNA međudjeluje s molekulom koja može dati molekulu vodika, DNA može obnoviti svoju početnu strukturu. Međutim, u prisustvu kisika, molekula kisika može međudjelovati sa slobodnim mjestom u DNA i uzrokovati prekid u strukturi DNA. [1]

Jednostruki prekid strukture (SSB) ovisi o razini kisika i gustoći ionizacije. Visoka razina kisika u tkivu može povećati rizik od oštećenja DNA. Međutim, ta veza nije linearna. U normalnom tkivu, razina kisika je zasićena. Male promjene u razini kisika mogu prouzročiti male promjene u strukturi DNA. Kada je razina kisika vrlo niska, male promjene uzrokuju primjetnu promjenu u broju prekida strukture. Ovi procesi su malobrojni u normalnom tkivu, no kod tumora su takvi procesi učestali. [5]

Oštećenje DNA strukture radioaktivnim zračenjem očituje se u promjeni baze nukleotida, dimerizacije, prekidu vodikovih veza, jednostrukom i dvostrukom prekidu strukture (DSBs). Dvostruki prekid strukture može biti uzrokovan direktno ionizacijom nabijene čestice ili spajanjem dviju jednostrukih prekida strukture. Svaka DNA ima vlastiti sustav oporavka. Taj sustav čine enzimi. Enzimi rade na sljedećem principu: prepoznaju oštećeno mjesto, odmotaju DNA zavojnice, otklanjaju oštećenu bazu i ponovno izgrade DNA strukturu te konačno povezuju odmotane zavojnice. Brzina oporavka oštećene DNA strukture ovisi u vrsti tkiva i broju SSBs – a po jedinici vremena. [5]



Slika 15. Fizikalno – biološki efekti apsorbirane energije zračenja [5]



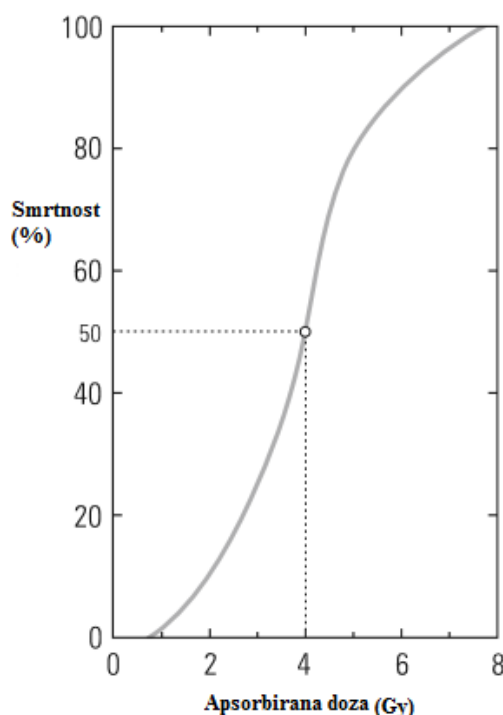
Slika 16. Pregled različitih načina oštećenja od zračenja [5]

Na gornjim slikama prikazani su fizikalno – biološki efekti apsorbirane energije zračenja i gruba klasifikacija različitih načina oštećenja od zračenja. Podijeljeni su u tri kategorije: rani efekti, zakašnjelo radijacijsko oštećenje i genetska oštećenja.

○ Rani efekti

Ekvivalentna doza od 1 Sv primljena u vremenskom intervalu od jednog dana uzrokuje stanje bolesti. Oporavak u ovom slučaju je u potpunosti omogućen. Kod ekvivalentne doze od 4

Sv postotak preživljavanja iznosi 50%. Takva doza se naziva *letalna doza*. Za dozu od 7 Sv smrtnost je neizbježna. [5]

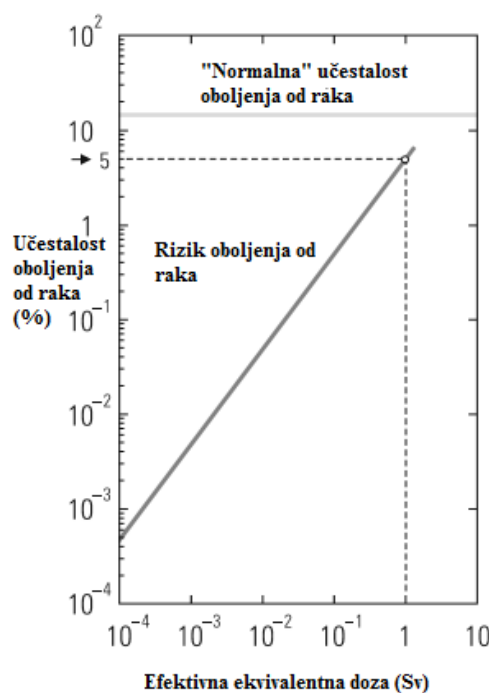


Slika 17. Smrtnost nakon izlaganja ionizirajućem zračenju u vremenskom periodu od 30 dana [5]

Za visoke doze ozračivanja simptomi se pojavljuju unutar par sati. Simptomi uključuju glavobolje, mučnine i povraćanje. Ovisno o količini doze, simptomi nestaju u određenom vremenskom intervalu. Slijedi stanje mirovanja, bez ikakvih vidljivih simptoma. Zatim slijedi druga faza u kojoj su simptomi izraženiji u obliku groznice, krvarenja, povraćanja krvi i gubitka kose. Za vrlo visoke doze zračenja stanje mirovanja izostaje. Ukoliko osoba preživi 8 tjedana, velika je vjerojatnost potpunog oporavka, no treba imati na umu da smrt može nastupiti i nakon nekoliko mjeseci. Doza zračenja ovisi o vremenskoj distribuciji. Ne postoji prag - doza ispod koje ne bi došlo do radijacijskog oštećenja i genetskih učinaka. Takvi učinci nazivaju se *stohastički učinci*. [5]

○ Zakašnjelo radijacijsko oštećenje

Zakašnjelo radijacijsko oštećenje predstavlja stohastički rizik, odnosno da vjerojatnost oštećenja tkiva ovisi o primljenoj dozi. Najučestalije oštećenje tkiva se manifestira u obliku raka. Rizik od dobivanja raka po apsorbiranoj dozi od 10 mSv iznosi 5×10^{-4} . [5]



Slika 18. Ovisnost rizika zračenja i normalnog rizika oboljenja od raka [5]

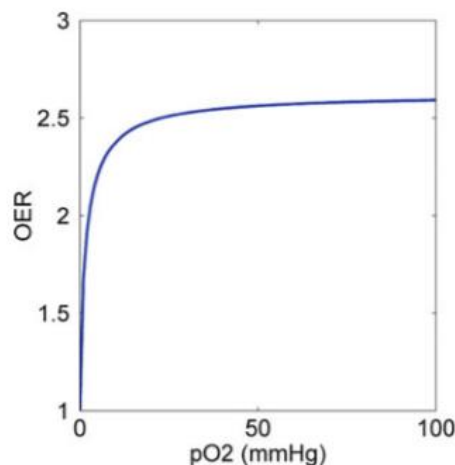
Odnos između oboljenja od raka i apsorbirane doze je linearan, kako je prikazano na slici 18.

○ Genetska oštećenja

Apsorpcija zračenja u stanici može rezultirati mutacijom. Osoba koja je ozračena neće imati vidljive posljedice. One će se manifestirati tek kod sljedećih generacija. Prosječni faktor rizika za radijacijski efekt, koji se može naslijediti u prve dvije generacije, iznosi 1×10^{-4} za dozu od 10 mSv. [5]

1.2.3 Radiosenzitivnost

Radiosenzitivnost stanice povećava se prisustvom molekula kisika. U normalnim tkivima, razina kisika je dovoljno visoka da nema velikih promjena u radiosenzitivnosti. Linearni prijenos energije (LET) ima izražen efekt radiosenzitivnosti normalnog tkiva. Niska ionizacija, odnosno niski LET, je produkt gama i elektronskog ozračivanja. Takvo zračenje uzrokuje pojavu „izbočine“ na krivulji prikazanoj na slici 17. Visoki LET urokuje nestanak „izbočine“, a nagib krivulje se znatno povećava. [6]



Slika 19. Krivulja preživljavanja stanice [6]

Ionizacija oko α čestice proizvodi vrijednost LET – a 100 keV/ μ m. Visoka razina LET – a će stvoriti višestruke DSBs, što povećava složenost oporavka stanice. Dana vrijednost LET – a je optimalna za ubijanje stanica raka. Više vrijednosti uzrokuju manju efikasnost oporavka stanice.

Veću sposobnost ubijanja stanica ima α čestica u usporedbi s γ i elektronskim ozračivanjem. U svrhu zaštite od zračenja, odgovarajući težinski faktor je 20 za visoki i 1 za niski LET. Visoko LET ozračivanje uzrokuje veći stupanj oštećenja DNA, što za posljedicu ima veću vjerojatnost oboljenja od raka.[6]

Akutni efekti

Smrt stanice je način organizma da se obrani od potencijalnog rasta stanica raka. Niski prag doze zračenja je važan korak za smanjivanje rizika od stvaranja i razvijanja stanica raka. S povećanjem apsorbirane doze zračenja, može doći do smanjenja broja stanica, promjene u strukturi organa i smanjenju rada organa. Prvi znakovi oštećenja organa su umor i mučnina. Tijelo reagira navedenim simptomima pri dozi od 500 mGy, što je daleko ispod apsorbirane doze koja se koristi u nuklearnoj medicini. Povećanjem asporbirane doze za vrijednost od 3 Gy pojavljuju se simptomi povraćanja i proljeva. Kod visokih apsorbiranih doza dolazi do oštećenja utrobe što konačno vodi do smrti.

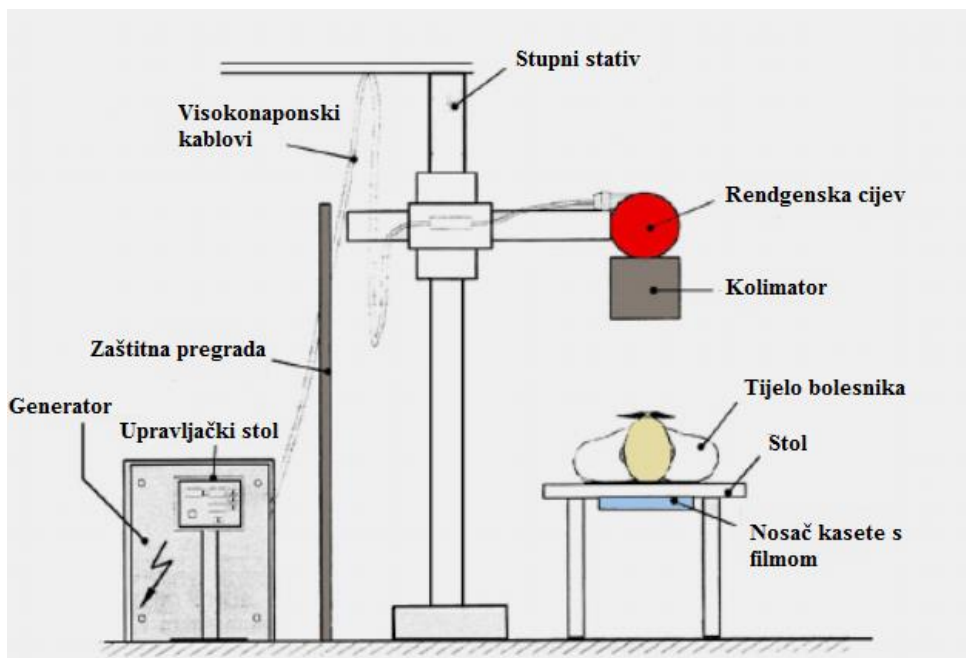
Kada je cijelo tijelo izloženo zračenju, koštana srž određuje maksimalnu dozu zračenja koju tijelo može primiti. Stanice koštane srži su iznimno radiosenzitivne, apsorbirana doza od 2

Gy ili više će dramatično smanjiti broj imunoloških stanica tzv granulocita. Nakon visoke primljene doze, pojedine stanice će postati podložne infekciji, ali uz odgovarajuću bolničku njegu, koštana srž se može oporaviti. Kod asporbiranih doza većih od 12 Gy, zbog cerebrovaskularnog sindroma osoba umire. [6]

2. Rendgenski uređaj

2.1 Princip rada rendgenskog uređaja

Rendgenski uređaji dijele se u dvije skupine: prema namjeni te prema snazi generatora i broju ispravljača električne energije. Prema namjeni, rendgenski uređaji koriste se za radiografiju (rendgenska snimanja), dijaskopiju (prosvjetljavanje i snimanje), višenamjensku upotrebu i specijalnu upotrebu. Prema snazi i broju ispravljača, razlikujemo poluvalne (jednopsne, bez ispravljača ili 1 – 2 ispravljačice), cjelovalne (dvopsne, 4 ispravljačice), trofazne (troopsne, 6 ili 12 uspravljačica) i visokofrekventne uređaje. [7]

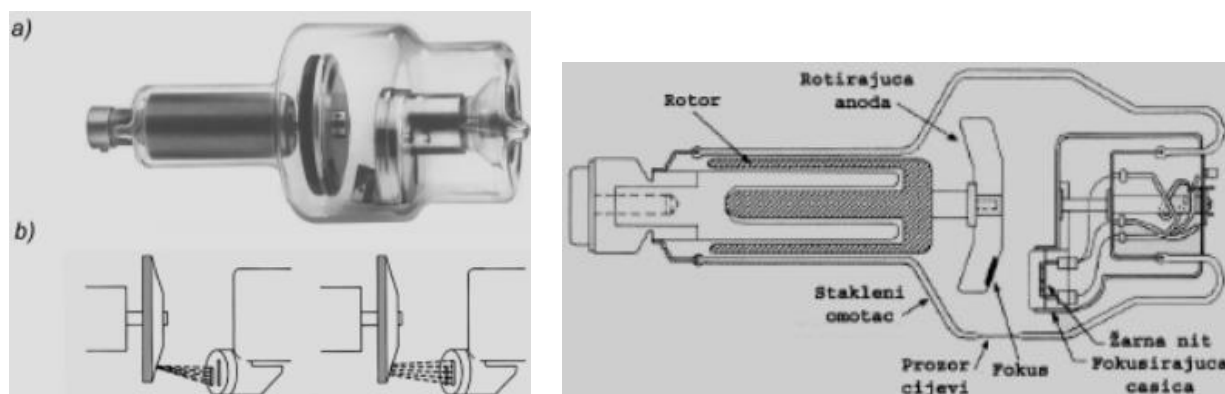


Slika 20. Shematski prikaz sastavnih dijelova rendgenskog uređaja [7]

Sastavni dijelovi svakog rendgenskog uređaja su

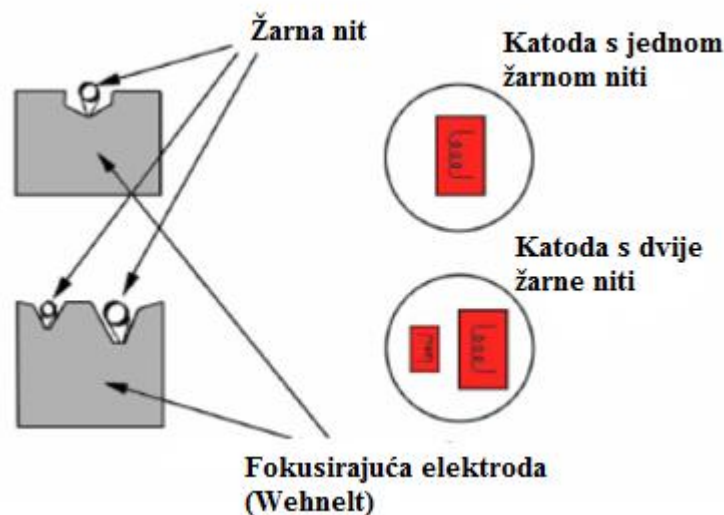
- Rendgenska cijev s višeslojnim sužavajućim zastorom i stativom
- Operatorska konzola
- Generator rendgenskog uređaja s visokonaponskim kablovima
- Stol za pregled bolesnika

Rendgenska cijev najvažniji je dio rendgenskog uređaja zbog emitiranja rendgenskog zračenja. To je staklena cijev koja je zaštićena metalnim omotačem (*zračnik*) zbog mogućeg rizika od oštećenja, rasipanja zračenja, ali i zbog zaštite od električnog udara. Unutrašnjost cijevi ispunjena je vakuumom i malom količinom zraka koja je potrebna za stvaranje iona. Potenciranjem induciranog napona, slobodni elektroni se ubrzavaju u smjeru od katode prema anodi i sudaraju s atomima zraka što uzrokuje stvaranje novih elektrona. Elektroni velikom brzinom udaraju o anodu te uslijed interakcije elektrona i anode dolazi do zakočnog zračenja što rezultira emitiranjem rendgenskog zračenja. [7] [8] [9]



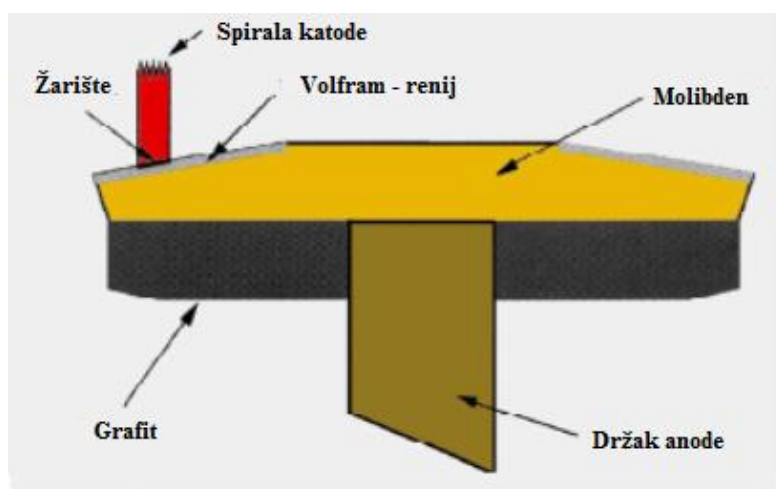
Slika 21. Elektronska rendgenska cijev [7]

Katoda rendgenske cijevi sačinjena je od spiralne niti koja je spojena s niskonaponskim transformatorom. Spiralna nit zagrijava se do određene temperature uslijed čega slijedi proces *termoionizacije* (oslobađanje elektrona). Stupanj zagrijanosti katode određuje jačinu intenziteta rendgenskih zraka; ovisnost je proporcionalna. Moderne rendgenske cijevi imaju dvije spiralne niti gdje je jedna ugrađena u drugu, tzv *Wehneltova elektroda* koja usmjerava elektrone u uski snop pri dolasku na anodu. [7] [8] [9]



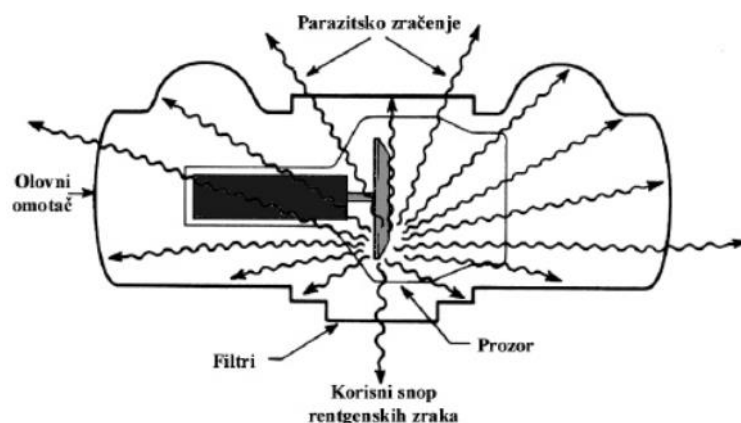
Slika 22. Wehneltova elektroda [7]

Anoda rendgenske cijevi smještena je nasuprot katode te je sačinjena iz legure tungestena i renija smještena na dršku od molbidena ili bakra zbog dobre toplinske vodljivosti. Pri sudaru elektrona s anodom, gotovo sva energija se pretvori u toplinu, a ostatak rezultira emitiranjem rendgenskog zračenja. Zbog razvijanja visokih temperatura na anodi, uvodi se sustav hlađenja. To se čini na nekoliko načina: rotirajućom anodom, nagibom anode prema katodi, građom anode s visokim toplinskim kapacitetom i uljnim hlađenjem. Kod rotirajućih anoda elektroni uvijek udaraju o različite dijelove anode stoga ne dolazi do pregrijavanja. Nagibom anode prema katodi, smanjuje se optičko žarište što pozitivno utječe na jasnoću rendgenske slike te ne dolazi do pregrijavanja. Sustav uljnim hlađenjem temelji se na cirkuliranju ulja oko rendgenske cijevi. [7] [8]

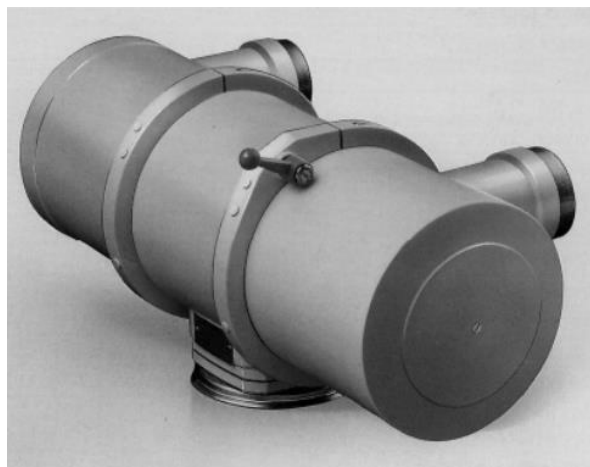


Slika 23. Shematski prikaz građe anode moderne rendgenske cijevi [7]

Zračnik rendgenske cijevi, koji štiti rendgensku cijev od oštećenja, načinjen je od metalnog oklopa. Unutar oklopa je sloj olova koji propušta maksimalnu vrijednost od 1 Gy u okolinu. Drugi sloj metala presvučen je porculanom. Između metalnog oklopa i rendgenske cijevi cirkulira ulje koje ima svrhu hlađenja. U zračniku se nalazi tzv *prozor* kroz koji prolazi snop rendgenskog zračenja. Zbog razvijanja visokog napona (nekoliko stotina tisuća volti) cijeli sklop mora biti uzemljen zbog opasnosti od električnog udara. [7] [8]



Slika 24. Shematski prikaz rendgenske cijevi unutar metalnog oklopa [7]



Slika 25. Zračnik rendgenske cijevi [7]

Stativi na rendgenskim uređajima služe kao nosači rendgenske cijevi. Rendgenska cijev postavljena na nosač pomična je što omogućuje snimanje različitih dijelova tijela pod određenim kutom. Postoje dijaskopski, stupni, stropni i stupno – stropni nosači. [7]



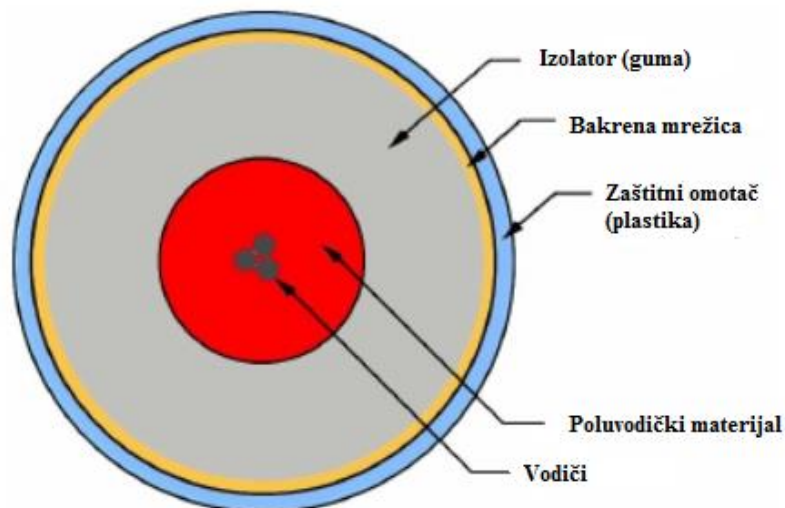
Slika 26. Vrste nosača rendgenske cijevi [10]

Operatorska konzola ili upravljački stol priključen je na generator. Služi za regulaciju napona rendgenske cijevi i namještanje vremena ekspozicije. Generator rendgenskog uređaja čine tri komponente: niskonaponski transformator (pretvara izmjenični napon u niski napon što je potrebno za zagrijavanje katode), visokonaponski transformator (pretvara struju gradske mreže u struju visokog napona za ubrzavanje termoelektrona stvorenih na katodi) i uređaj za određivanje vremena ekspozicije. [7]



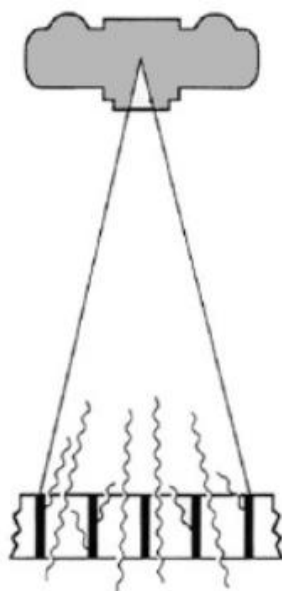
Slika 27. Operatorska konzola [7]

Visokonaponski kablovi koriste se za provođenje struje od generatora do rendgenske cijevi. Izolirani su debelim slojem gume preko kojeg se nalazi bakrena mrežica, a na površini se nalazi sloj plastike.



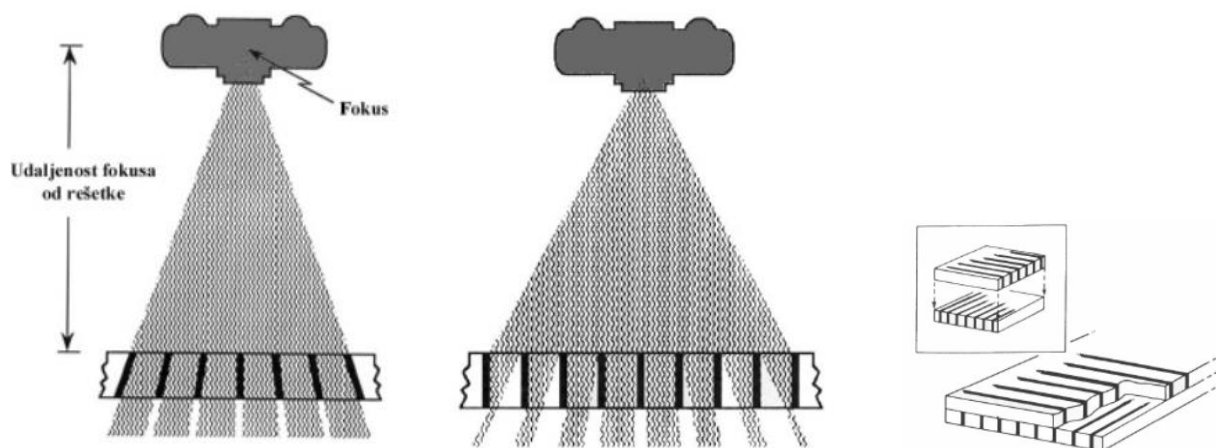
Slika 28. Visokonaponski kablovi [7]

Uređaji za smanjenje raspršenog zračenja, odnosno *rešetke* nalaze se između rendgenskog filma i osobe izložene zračenju.



Slika 29. Rešetka [7]

Rešetke čine plosnate kutijice unutar kojih se nalaze olovne pločice. Podjela rešetke prema konstrukciji je sljedeća: linearne, fokusirajuće i mrežaste. [7]



Slika 30. Fokusirajuća (lijevo), linearna (sredina) i mrežna (desno) rešetka [7]

Povećanjem razmaka i visine između pregradnih lamela povećava se apsorpcija raspršenih zraka. Omjer visine i razmaka naziva se *kapacitet rešetke*.

Elektronsko pojačalo je uređaj pomoću kojeg se rendgenske zrake nakon prolaska kroz određeni dio tijela pretvara u svjetlosne zrake. Tako nastalu sliku može se detektirati fotografskom ili televizijskom kamerom što olakšava prijenos slike na daljinu. [7]



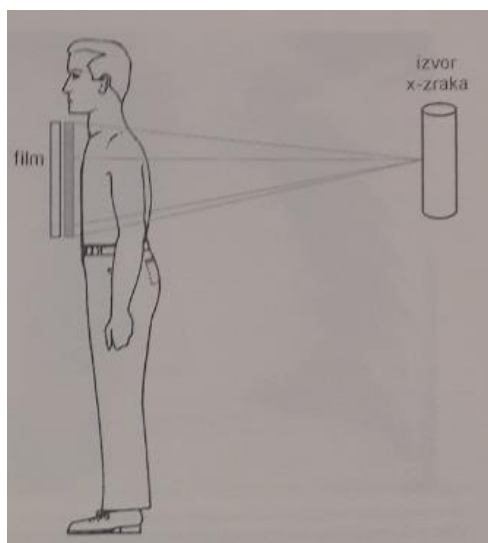
Slika 31. Elektronsko pojačalo [7]

Dijagnostičke rendgenske zrake koje se koriste u rendgenskim uređajima imaju energiju manju od γ zraka. Zbog visoke energije, γ zrake se slabo apsorbiraju u tkivu te nisu od koristi u slikovnoj dijagnostici. S druge strane, rendgenske zrake imaju veliku sposobnost apsorpcije što doprinosi nastanku radiograma (rendgenske slike). Prodornost rendgenskih zraka u tkivo određuje

kvaliteta snopa. Zrake visokih energija imaju jaču prodornost i zovu se *tvrde rendgenske zrake*, a zrake niže energije imaju slabiju prodornost i nazivaju se *meke rendgenske zrake*. [7]

2.2 Radiogram

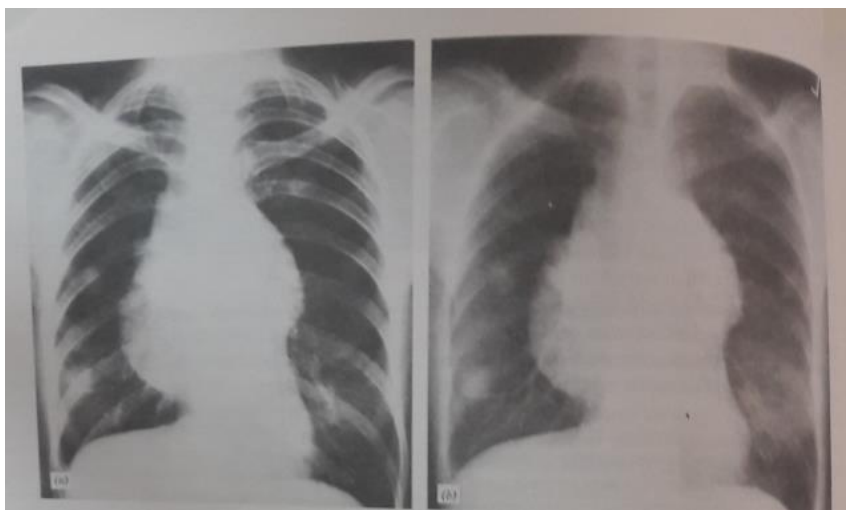
Nastanak rendgenske slike rezultat je atenuacije rendgenskih zraka, odnosno oslikavanje razlika u atenuaciji. Točkasti izvor projicira divergentan snop rendgenskih zraka koji prodire kroz tijelo u tkiva, kao na slici 32.



Slika 32. Shematski prikaz stvaranja rendgenske slike [7]

S obzirom da je snop divergentan, svaka zraka ima svoj smjer što se vidi na konačnom radiogramu. Ovisno o debljini tkiva i gustoći, određeni dio fotografskog filma će biti manje ili više zacrnjen. Kako je izvor zračenja točkast, nije potrebno kolimirati snop. Također, kako su energije rendgenskih zraka manje od energija γ zraka, detekcija se može registrirati na relativno tankim medijima što upućuje na prednost kod rezolucije slike. Radiogram određuju dvije komponente; dimenzija i vrsta tkiva te kvaliteta snopa rendgenskih zraka. Povećanjem cijevnog napona poboljšava se slikovni kontrast mekih tkiva, a snižavanjem napona poboljšavaju se kontrasti koštanih struktura. U tijelu dolazi do promjene učestalosti fotoelektričnog efekta i Comptonovog raspršenja.[7]

Jakost struje uvjetuje brzinu stvaranja rendgenske slike. Povećanjem jakosti struje ne dolazi do promjene u kvalitete slike, ali dolazi do povećanja emitiranja fotona u jedinici vremena. Veća brzina stvaranja slike pridonosi manjoj izloženosti tijela zračenju. [7]



Slika 33. Dva radiograma prsnog koša [7]

Na slici 33. mogu se uočiti dva radiograma učinjena koristeći cijevni napon od 80 kV (lijeva slika) i 350 kV (desna slika). Na lijevoj slici veći je kontrast postignut za koštanu strukturu dok je na desnoj slici izraženije meko tkivo.

Smanjen intenzitet zračenja i prekratko vrijeme snimanja utječe na vrijeme ekspozicije. Uređajem za mjerenje vremena ekspozicije određuje se vrijeme izlaganja osobe rendgenskim zrakama. Koriste se dva tipa uređaja; *elektronički* i *automatski*. Elektronički uređaj služi za zaustavljanje snopa rendgenskih zraka nakon vremena odabranog za ekspoziciju. Automatski uređaj automatski prekida vrijeme ekspozicije uzimajući u obzir gustoću i debljinu tkiva. Također, povećanjem intenziteta zračenja dolazi do zagrijavanja anode te u konačnici do pregrijavanja. U obzir se uzima i građa osobe (prodor snopa zračenja kroz krupnije osobe zahtjeva veću apsorbiranu dozu i raspršenje zračenja ali i veću divergenciju snopa). [7]

Rendgenska slika nastaje na fotografskom filmu. Fotografski film je obložen fluorescentnim slojevima koji emitiraju vidljivu svjetlost što se prikazuje kao crna boja na fotografskom filmu. Fluorescentni slojevi također povećavaju brzinu osvjetljenja filma. Smjer divergentnog snopa rendgenskog zračenja može se podesiti pomoću apsorbera koji propušta zračenje kroz uzak otvor i time ciljano pogađa određeni dio tijela. U uređaju se nalazi žaruljica pomoću koje se vidi područje tijela koje će biti ozračeno.[7]

Kako je ranije spomenuto, fotoelektrični efekt i Comptonovo raspršenje imaju određenu ulogu pri stvaranju radiograma. Naime, bolja kontrastna slika nastaje kod fotoelektričnog efekta iz razloga što pri interakciji s tkivom, foton se u potpunosti apsorbira dok kod Comptonovog raspršenja foton

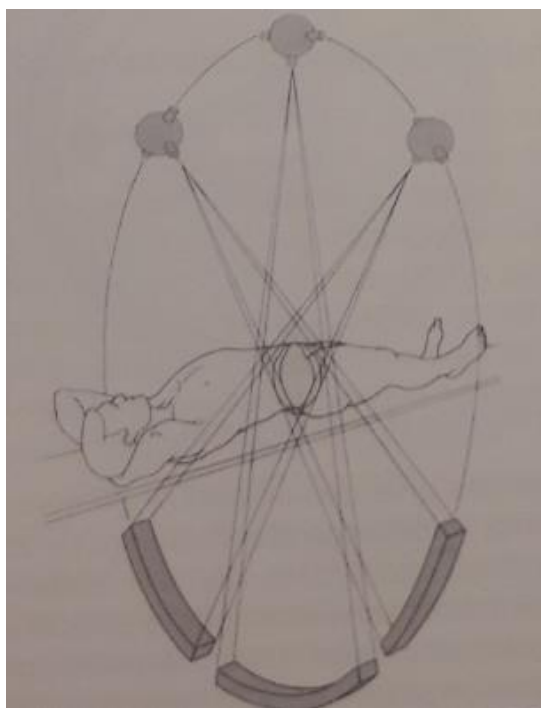
može napustiti tijelo i utjecati na osvjetljenje radiograma što može dovesti do smanjenja slikovnog kontrasta. [7]

U svrhu zaštite osoba koje su izložene zračenju, na prozor rendgenske cijevi postavljaju se filtri od aluminija ili bakra različite debljine, ovisno o namjeni rendgenskog uređaja. Noviji rendgenski uređaji sadrže *care filter* pomoću kojeg se može podesiti veličina snopa bez zračenja tijekom rada. [7]

3. Kompjutorizirana tomografija – CT

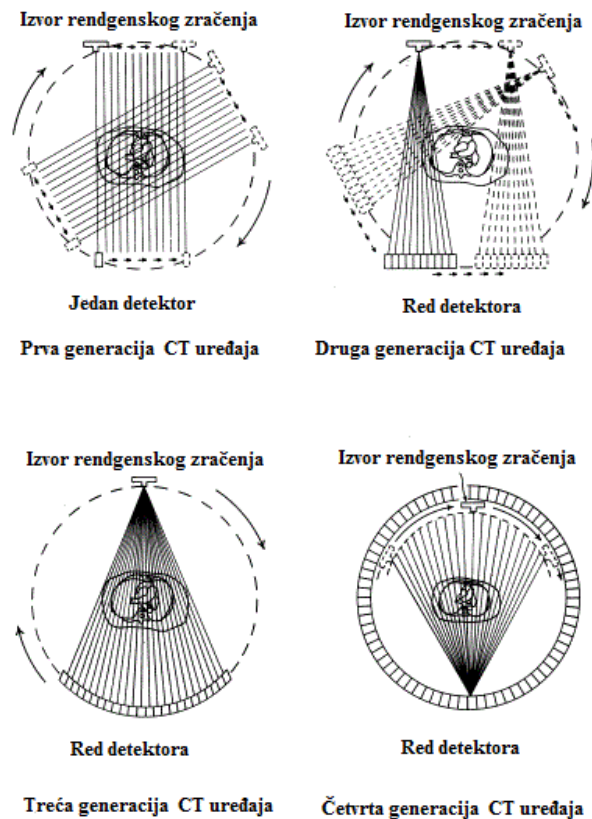
3.1 Princip rada kompjutorizirane tomografije – CT-a

Kompjutorizirana tomografija zasniva se na tomografskoj tehnici. Princip tomografske tehnike temelji se na prolasku rendgenskog zračenja kroz tijelo pod različitim kutovima.



Slika 34. Shematski prikaz tomografske tehnike [11]

Postoji pet generacija razvoja kompjutorizirane tomografije. Generacije se razlikuju po modifikacijama detektora i pomicanju rendgenske cijevi.



Slika 35. Četiri generacije CT – a [12]

Prva generacija CT – a koristila je kombinaciju translacijsko – rotacijskog pomaka rendgenske cijevi. Tek je jedan uski pravokutni snop zraka mogao biti usmjeren prema detektoru i izvršiti mjerenje. Nakon završenog mjerenja, pomicanjem rendgenske cijevi i detektora za stupanj, vrši se novo mjerenje. Mjerenja se nastavljaju do 180° . Nedostatak prve generacije je dugo vrijeme ekspozicije (3 – 5 minuta). Rekonstrukcija slike trajala je dvadeset minuta. Pomoću uređaja prve generacije, obavljala su se snimanja mozga. [11] [13]

Druga generacija CT – a također je koristila kombinaciju translacijsko – rotacijskog pomaka. Princip rada bio je isti kao i kod prve generacije uz broj detektora koji se povećao na 16 i smanjeno vrijeme ekspozicije (10 – 60 s) čime je ujedno smanjena i doza zračenja. Smanjenu vremena ekspozicije doprinjeo je širi snop zraka tzv *lepezasti snop*. Osim mozga, omogućeno je snimanje i ostatka tijela. [11] [13]

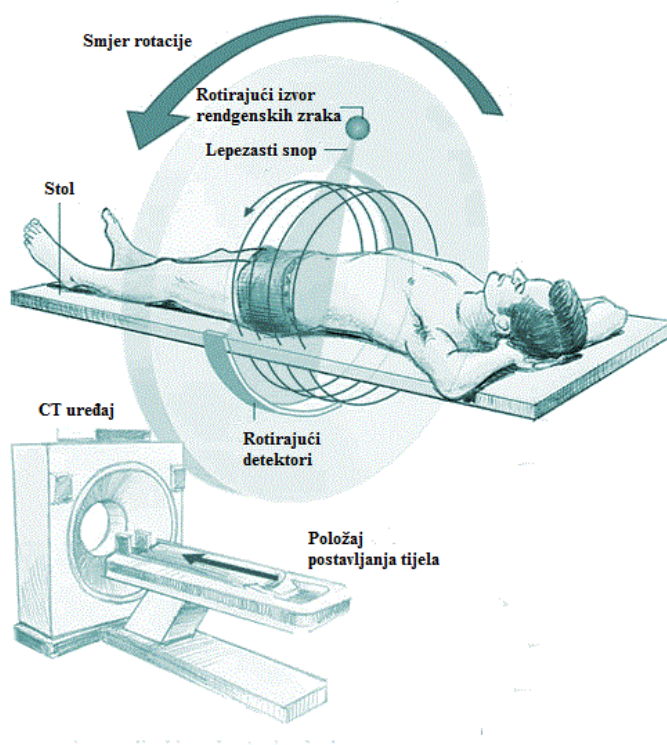
Treća generacija CT – a koristi široki lepezasti snop te ima mogućnost rotacije rendgenske cijevi i lučnog detektora oko određenog dijela tijela. Vrijeme ekspozicije (1,4 – 14 s) obuhvaća raspon od 360 stupnjeva. Broj detektora je između 380 i 600. Moguće je skeniranje cijelog tijela i organa koji imaju različite fiziološke pokrete. [11] [13]

Četvrta generacija CT – a karakterizirana je kontinuiranim gibanjem rendgenske cijevi oko fiksnih detektora. Broj detektora kreće se između 1200 i 2000 što utječe na kvalitetu slike. Detektori su smješteni u kružni prsten što je omogućilo kontinuiranu rotaciju i metodu spiralnog snimanja. Vrijeme ekspozicije drastično je smanjeno (1 – 3 s). [11] [13]

Peta generacija CT – a ne prakticira pomicanje detektora i rendgenske cijevi kao u prethodnim generacijama. Umjesto toga, pomicanje snopa rendgenskog zračenja postiže se otklanjanjem struje elektrona u obliku prstena. Vrijeme ekspozicije smanjeno je na 0,1 s. Koristi se za obavljanje kardioloških pretraga. [13]

Sastavni dijelovi CT uređaja su

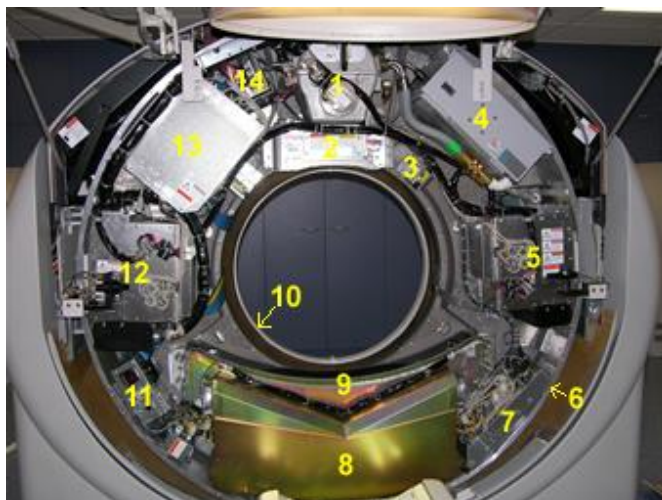
- Kućište u kojem se nalaze detektori i rendgenska cijev
- Visokofrekventni generator
- Upravljački stol s računalom
- Uređaji za pohranu slike



Slika 36. Shematski prikaz CT uređaja 3. generacije[14]

Unutar kućišta (gantry) smještena je rendgenska cijev, detektori i uređaj za transformaciju električne energije koji omogućuje rotaciju detektora i rendgenske cijevi oko tijela. U samom središtu kućišta nalazi se otvor kroz koji prolazi tijelo osobe i priprema ga za snimanje. Osim

navedenog, u kućištu se nalazi i sustav za hlađenje zbog mogućeg pregrijavanja rendgenske cijevi.[11]



Slika 37. Kućište CT uređaja; 1. rendgenska cijev, 2. filtri, kolimator i detektor, 3. unutrašnji projektor, 4. sustav hlađenja, 5. visokonaponski generator (0-75 kV), 6. motor, 7. kontrolna jedinica rotacije, 8. DAS, 9. detektori, 10. klizni prstenovi, 11. regulator temperature detektora, 12. visokonaponski generator (75-150 kV), 13. izvor električne energije, 14. filter buke [15]

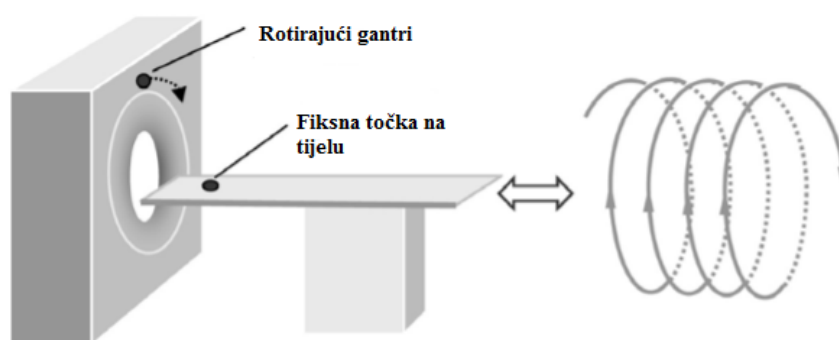
Detektori registriraju snop rendgenskih zraka koje prolaze kroz tijelo i pretvaraju ga u električni signal pomoću kojeg se rekonstruira slika. Smješteni u u obliku kružnog luka, poznatiji pod nazivom *detektorska banana*. Građeni su od scintilacijskog kristala i fotodiode. Dvije su vrste detektora; scintilacijski i plinski detektori. Kod scintilacijskih detektora potrebna je manja doza zračenja, niži napon te su osjetljiviji na temperaturne promjene. Plinski detektori rade na principu ionizacije, potreban im je visok napon te slabije detektiraju rendgensko zračenje. Općenito dektetori rade po principu scintilacije. Količina apsorbirane energije rendgenskog zračenja proporcionalna je količini emitiranog svjetla. [11]

Unatoč velikoj sposobnosti apsorpcije rendgenskih zraka (90%), efikasnost detektora je mala (45 – 55 %). Razlog tome je slobodan prostor između detektora. Napretkom tehnologije taj problem se rješava prilagodbom širine snopa rendgenskih zraka. [11]

Kolimator CT uređaja ima funkciju propuštanja uskog snopa rendgenskog zračenja kroz prozor rendgenske cijevi. Kod druge i treće generacije uređaja, postojala su dva kolimatora. Drugi kolimator nalazio se iza pacijenta i imao je svrhu razlučivanja raspršenog zračenja koje je nastalo u tijelu pacijenta izvan snimanog područja interesa. [11]

Visokofrekventni generator generira izmjenični napon frekvencije između 5 i 20 kHz. Padovi napona na visokofrekventnom generatoru je manji od 1% što se očituje u kvaliteti slike.

Postoji dva načina snimanja CT uređaja; sekvencijalno i spiralno. Sekvencijalno snimanje predstavlja mjerenje slojeva za kutove od 360°, 180° (1. i 2. generacija uređaja) i 240° (3. generacija uređaja). Nakon završetka snimanja određenog presjeka, pacijent se namješta u novi položaj. Vrijeme ekspozicije za ovaj način snimanja traje relativno dugo (do 10 minuta). Kao nedostatak ističe se i loša kvaliteta 3D slike nastala ovim postupkom. Sekvencionalno snimanje zamijenilo je spiralno snimanje. [7]



Slika 41. Prikaz spiralnog snimanja [16]

Spiralni ili *helikoidalni* CT uređaji poboljšali su rad tradicionalnih CT uređaja omogućujući skeniranje cijelog tijela bez pauze između snimanja pojedinih slojeva čime je reducirano vrijeme ekspozicije. Tijekom snimanja, osoba ostaje nepomična dok rendgenska cijev i detektor kontinuirano rotiraju oko pacijenta. Prednost spiralnih nad tradicionalnim CT uređajima je i u tome što je omogućeno snimanje organa s fiziološkim pokretima u 3D prikazu. Smjer, debljina presjeka snopa i brzina kretanja stola na kojem se nalazi pacijent određuju se neovisno jedno o drugome. Odnos kretanja stola i debljine presjeka naziva se *pitch* i računa prema formuli

$$p = \frac{d}{S}$$

gdje je d udaljenost koju stol prijeđe po jednoj rotaciji, a S debljina snimljenih presjeka.

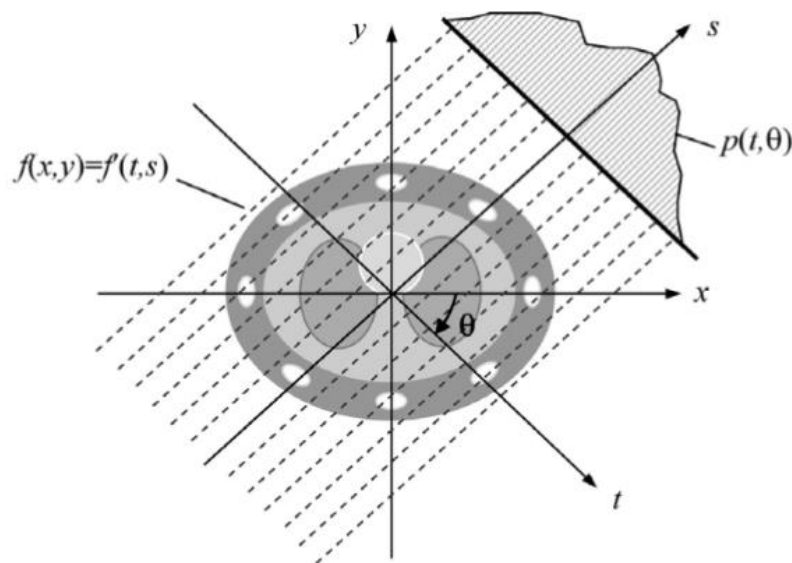
Vrijeme ekspozicije kod spiralnih snimanja u velikoj je mjeri smanjeno u odnosu na konvencionalna snimanja. [7]

3.2 Rekonstrukcija slike kompjutoriziranom tomografijom

Osnovna ideja rada kompjutorizirane tomografije je atenuacija rendgenskih zraka koje prolaze kroz tijelo. Atenuacija se događa zbog apsorpcije i raspršenja rendgenskih zraka te ovisi o gustoći tkiva, atomskom broju Z i početnoj energiji rendgenskih zraka. Koeficijent apsorpcije povećava se s povećanjem gustoće tkiva i atomskog broja Z . Prolaskom kroz tkivo, oslabljene zrake dolaze do detektora koji pretvaraju zrake u električni signal. Određenim računalnim i matematičkim aparatom konstruira se slika ozračenog tkiva. [13]

3.2.1 Fourierov teorem

Objekt koji se rekonstruira predstavlja se funkcijom $f(x, y)$, a paralelna projekcija objekta gledana pod kutom θ , $p(t, \theta)$ kao na slici 37. U ovoj notaciji, t predstavlja udaljenost zrake projekcije do centra rotacije. [11]

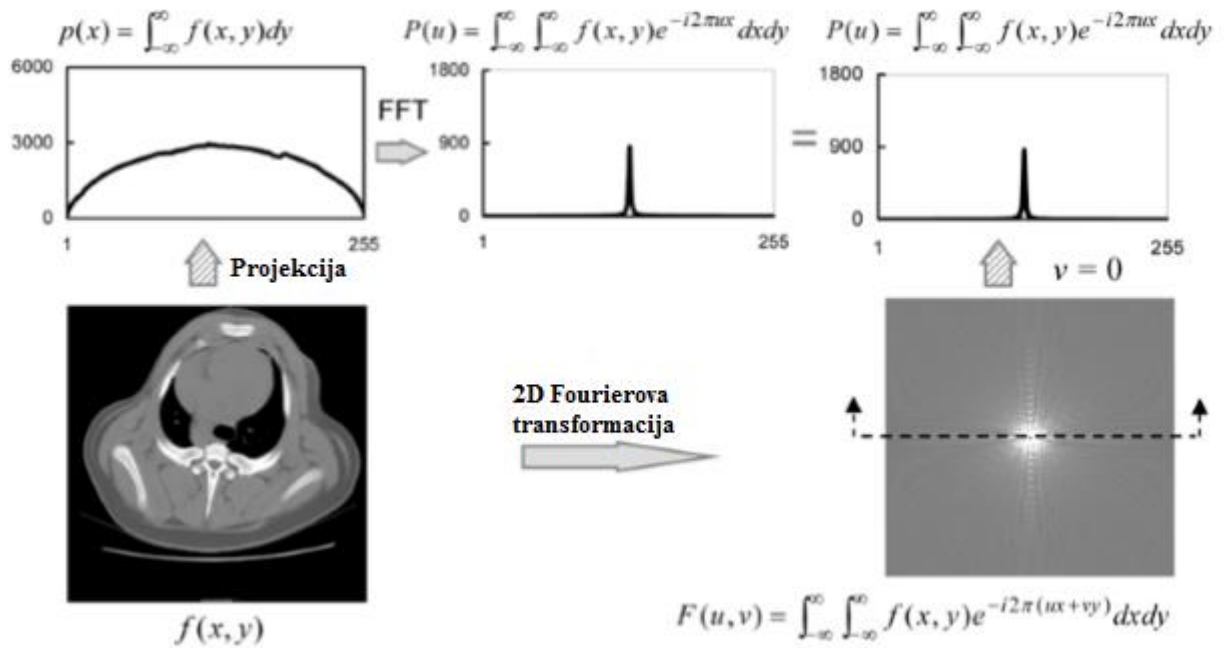


Slika 38. shematski prikaz koordinatnog i rotirajućeg koordinatnog sustava [11]

Fourier teorem glasi: Fourierova transformacija paralelne projekcije objekta $f(x, y)$ dobivena pod kutom θ jednaka je liniji u 2D Fourierovoj transformaciji $f(x, y)$ pod istim kutom.

Razmatra se slučaj kada je projekcija $f(x, y)$ paralelna s osi y , kao na slici 39. Projekcija $p(x, 0)$ je povezana s originalnom funkcijom $f(x, y)$ na sljedeći način:

$$p(x, 0) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) dy$$



Slika 39. Ilustracija Fourierova teorema za projekciju pod kutom od 0° [11]

Iz prethodne jednađbe dobije se

$$P(u) = \int_{-\infty}^{\infty} p(x, 0) e^{-j2\pi ux} dx = \iint_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-j2\pi ux} dx dy \quad [11]$$

Sljedeće, razmatra se 2D Fourierova transformacija originalne funkcije $f(x, y)$ u $v = 0$

$$F(u, v)|_{v=0} = \iint_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-j2\pi(ux+vy)} dx dy |_{v=0} = \iint_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-j2\pi ux} dx dy \quad [11]$$

Usporedbom jednađbi $P(u)$ i $F(u, v)$ zaključuje se da su jednađbe jednake. Drugim riječima, Fourierova transformacija projekcije objekta pod bilo kojim kutom jednak je liniji 2D Fourierove transformacije tog istog objekta. [11]

3.2.2 Projekcija nazad

Fourierova transformacija i inverzna Fourierova transformacija su konjugirani operatori. Slika opisana funkcijom $f(x, y)$ može se dobiti inverznom Fourierovom transformacijom

$$f(x, y) = \iint_{-\infty}^{\infty} F(u, v) e^{j2\pi(ux+vy)} du dv \quad [11]$$

Prelazak iz kartezijevih u polarne koordinate omogućuje lakšu interpretaciju $F(u, v)$. Fourierova transformacija koordinata iz kartezijevih u polarne je sljedeća

$$\begin{cases} u = \omega \cos \theta \\ v = \omega \sin \theta \end{cases}$$

i

$$dudv = \begin{vmatrix} \frac{\partial u}{\partial \omega} & \frac{\partial u}{\partial \theta} \\ \frac{\partial v}{\partial \omega} & \frac{\partial v}{\partial \theta} \end{vmatrix} d\omega d\theta = \omega d\omega d\theta$$

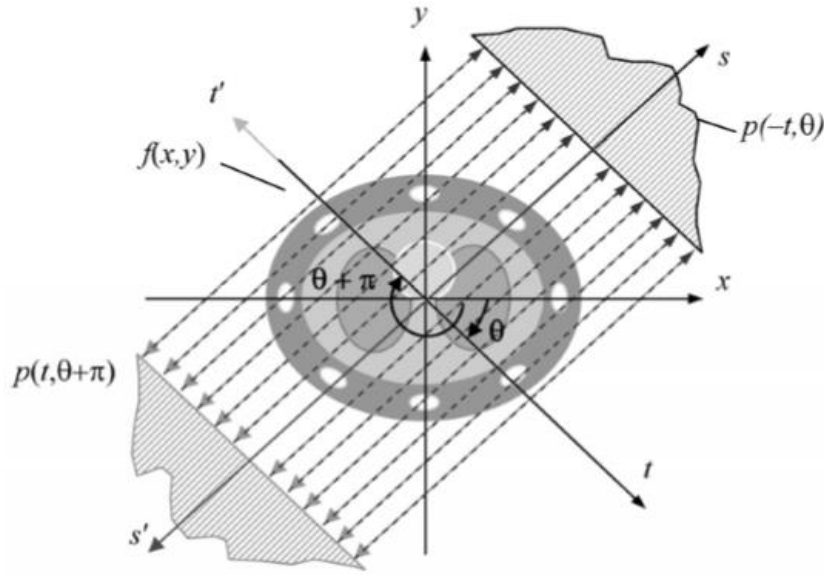
Rješavanjem matrice dobije se

$$\begin{aligned} F(x, y) &= \int_0^{2\pi} d\theta \int_0^{\infty} P(\omega, \theta) e^{j2\pi\omega(x\cos\theta+y\sin\theta)} \omega d\omega \\ &= \int_0^{\pi} d\theta \int_0^{\infty} P(\omega, \theta) e^{j2\pi\omega(x\cos\theta+y\sin\theta)} \omega d\omega + \\ &\quad \int_0^{\pi} d\theta \int_0^{\infty} P(\omega, \theta + \pi) e^{-j2\pi\omega(x\cos\theta+y\sin\theta)} \omega d\omega \end{aligned}$$

Kod paralelne geometrije uzorkovanja, postoji primjerena simetrija

$$p(t, 0 + \pi) = p(-t, \theta)$$

Napisano svojstvo može se razumjeti proučavajući geometriju paralelnih snopova, međusobno razmaknutih za 180° . [11]



Slika 39. Ilustracija svojstva simetrije paralelne projekcije [11]

Prema slici 39, prikazane su dvije projekcije koje predstavljaju isti skup staze zračenja. Slična poveznica postoji i za Fourierov transformirani par

$$P(\omega, \theta + \pi) = P(-\omega, \theta)$$

Konačno rješavanjem jednadžbe dolazimo do sljedeće jednadžbe

$$f(x, y) = \int_0^\pi d\theta \int_{-\infty}^{\infty} P(\omega, \theta) |\omega| e^{j2\pi\omega t} d\omega$$

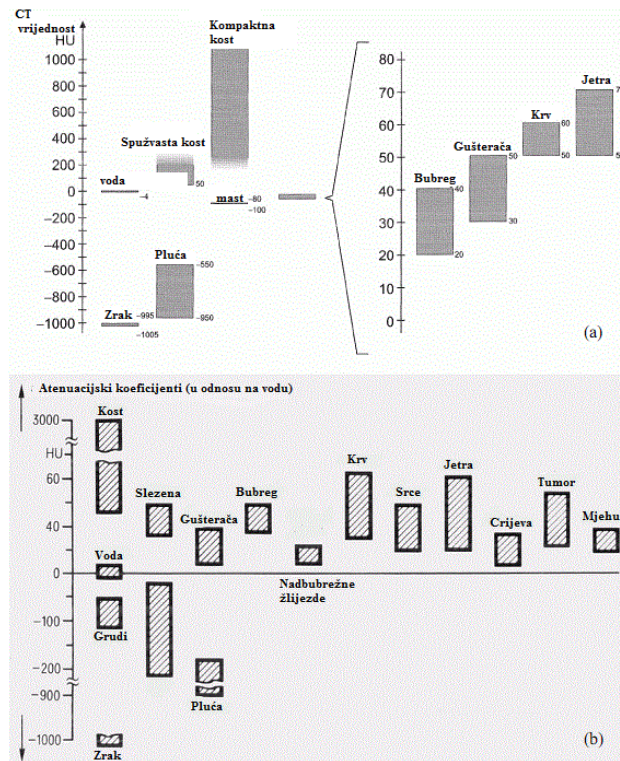
Gdje je $P(\omega, \theta)$ Fourierova transformacija projekcije pod kutom θ . [11]

Projekcija nazad ne daje jasnu i dovoljno ostru sliku pa se prikupljeni podaci filtriraju matematičkim postupkom *konvolucije* kako bi se dobila bolja kvaliteta slike.

Prilikom izračunavanja vrijednosti atenuacije u svakom pojedinom elementu slike, te vrijednosti se izražavaju preko CT broja odnosno Hounsfield – ove skale prema formuli

$$H = \frac{\mu - \mu_{vode}}{\mu_{vode}} \times 1000$$

gdje je μ_{vode} atenuacijski koeficijent vode, a μ izračunata vrijednost atenuacije. [7]



Slika 40. Hounsfield – ova skala i vrijednosti atenuacije tkiva [7]

Kako je prikazano na slici 40, vrijednosti atenuacije variraju od -1000 do +3000, dok je za Hounsfield – ovu skalu raspon od -1000 do +1000 za pojedina tkiva. [7]

3.3 CT dozni parametri

Doza zračenja kojoj je pacijent izložen ovisi o karakteristikama CT uređaja i građi pacijenta. Standard za određivanje potrebne doze zračenja dan je izrazom

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz$$

gdje je $CTDI$ (Computed Tomography Dose Indeks), $D(z)$ raspodjela doze zračenja u z pravcu, a T označava debljinu snimljenog presjeka u cm . Mjerna jedinica je mGy . [13]

Vrijednost težinskog indeksa doze izraženog kao apsorbirana doza u zraku koristi se kao mjera nivoa doze zračenja kojoj je pacijent izložen tijekom snimanja. Dan je izrazom

$$CTDI_W = \frac{1}{C} \left(\frac{1}{3} CTDI_{10\ cm,c} + \frac{2}{3} CTDI_{10\ cm,p} \right)$$

gdje su $CTDI_{10\ cm,c}$ i $CTDI_{10\ cm,p}$ indeksi doze. Mjerna jedinica je mGy . [13]

Težinski indeks doze $CTDI_W$ za pojedinačne presjeke određuje se prema izrazu

$$CTDI_W = CTDI_W \cdot C$$

Gdje C označava radiološku ekspoziciju izraženu u C/kg . [13]

Doza zračenja kojoj je pacijent izložen tijekom snimanja dana je izrazom

$$DLP = \sum_i CTDI_W \cdot TNC$$

I zove se *produkt duljine doze*. N predstavlja broj presjeka, T debljinu presjeka izraženu u cm , a C radiološku ekspoziciju izraženu u C/kg . Mjerna jedinica produkta duljine doze je $mGycm$.

Doza zračenja kojoj je pacijent izložen tijekom spiralnog snimanja dana je izrazom

$$DLP = \sum_i CTDI_W \cdot TAt$$

Gdje je T debljina presjeka izražena u cm , A struja cijevi izražena u mA , a t ukupno vrijeme akvizicije izraženo u s . [13]

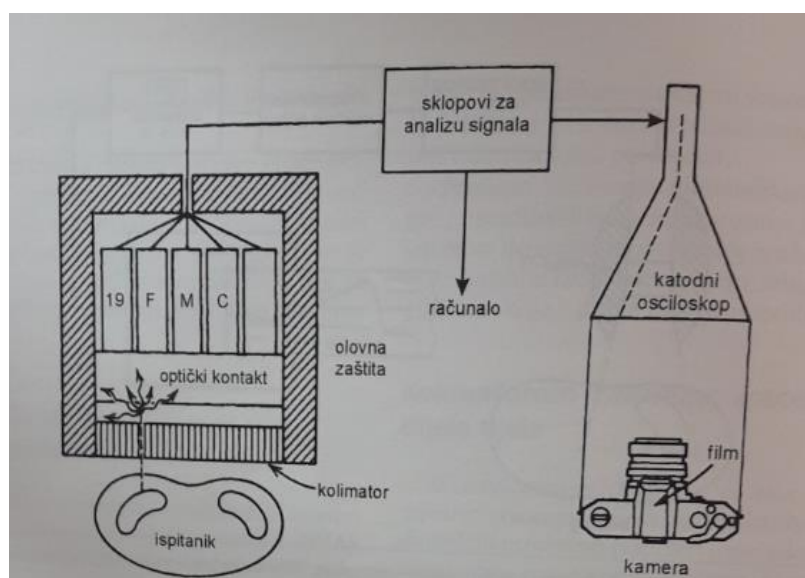
Izborom odgovarajućih akvizicija kao što su struja i cijevni napon, doza zračenja može biti reducirana. Smanjenje vremena ekspozicije može dovesti do smanjenja kvalitete slike. Cijevni napon određuje raspodjelu energije snopa rendgenskog zračenja. Povećanjem pitch faktora smanjuje se vrijeme snimanja. Snimanje debljih presjeka nužno indicira povećanje doze zračenja. Brzi spiralni CT uređaji imaju sposobnost snimanja područja interesa i okolnog tkiva čime se povećava efektivna doza. [13]

4. Metode oslikavanja raspodjele aktivnosti radioizotopa

U medicinskoj dijagnostici postoje dvije vrste oslikavanja. Anatonsko oslikavanje, koje daje preciznu vizualizaciju unutrašnje strukture ljudskog tijela i funkcionalno oslikavanje, čiji je cilj izmjeriti fiziološke procese u ljudskom tijelu. [7]

Postoje radioizotopi koji su od biokemijskog značaja i koji omogućavaju mjerenje različitih fizioloških procesa. Radioizotopi nastaju bombardiranjem jezgre stabilnog atoma subatomske česticama kako bi se proizvela nuklearna reakcija koja pretvara stabilnu jezgru u nestabilnu. Postoje brojni načini proizvodnje radioizotopa, neki od njih su proizvodnja u reaktoru ili akceleratoru. Tijekom godina, nuklearni reaktori su se najviše koristili za proizvodnju radioizotopa. [7]

Svrha oslikavanja raspodjele radioizotopa je rekonstrukcija slike radioaktivne tvari unutar tijela nakon ubrizgavanja radioizotopa u tijelo. Revolucija u oslikavanju raspodjele radioizotopa je uporaba *gama kamere*. [7]



Slika 42. Komponente gama kamere [7]

Gama kamera, drugim nazivom *scintilacijska kamera*, detektira radioaktivno zračenje koje se emitira kroz tijelo i stvara sliku. Gama kamera ne imitira zračenje. Sačinjena je od detektora ili kristala (najčešće NaJ-Tl), koji su smješteni u metalnu i plastičnu kutiju i pričvršćeni na kružni gantri. Gantry je povezan sa računalom koje upravlja kretanjem kamere i pohranjuje nastalu sliku. Slika se može dobiti na dva načina; analogno i digitalno. Digitalna slika daje bolju informaciju i podložna je naknadnoj analizi. [7] [1]

Dva su temeljna čimbenika nuklearno – medicinsko slikovne dijagnostike: visoka energija γ zraka i prostorna raširenost izvora γ zračenja. Visoke energije uzrokuju iznimnu osjetljivost prilikom detekcije zračenja, no zahtjevaju uporabu masivnog detektora što smanjuje kvalitetu slike. Prostorna raširenost izvora γ zračenja određuje sadržaj scintigrama jer upravo raspodjela radioizotopa pokazuje fiziološke funkcije u tijelu. Uočljivost lezija na scintigramu ovisi o kontrastu slike. [7] [1]

Kinetika radioizotopa

Postoje tri faze kinetike radioizotopa: prijenos radioizotopa do organa, lokalizacija i izlučivanje iz organizma. Mogu se definirati veličine koje uvjetuju ove tri faze. *Biološki poluvijek* radioizotopa definira se kao

$$T_{1/2} = \ln 2 / \lambda_B$$

Gdje je $T_{1/2}$ biološki poluvijek radioizotopa, a λ_B konstanta biološkog izlučivanja. [7]

Količina radioizotopa u tijelu smanjuje se brzinom koja je jednaka zbroju konstantne biološkog izlučivanja i konstante radioindikatora, λ . Ta veličina se zove *konstanta efektivnog izlučivanja* i računa se prema formuli

$$\lambda_{EF} = \lambda_B + \lambda$$

Gdje je λ_{EF} konstanta efektivnog izlučivanja. [7]

Početna aktivnost radioizotopa u tijelu, A_0 , smanjuje se u vremenu prema jednadžbi

$$A(t) = A_0 e^{(-\lambda_{EF} t)}$$

Gdje je $A(t)$ aktivnost radioizotopa. [7]

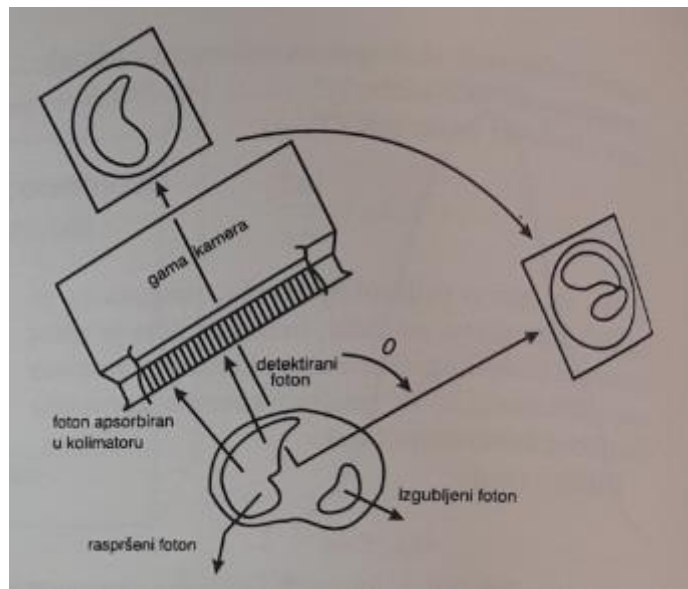
Efektivni poluvijek radioizotopa računa se prema formuli

$$(T_{1/2}) = \ln 2 / \lambda_{EF}$$

gdje je $T_{1/2}$ efektivni poluvijek radioizotopa. [7]

4.1 Jednofotonska emisijska kompjutorizirana tomografija – SPECT

Jednofotonska emisijska kompjutorizirana tomografija koristi gama kameru prilikom snimanja tijela. Gama kamera rotira oko tijela.



Slika 43. Snimanje SPECT metodom [7]

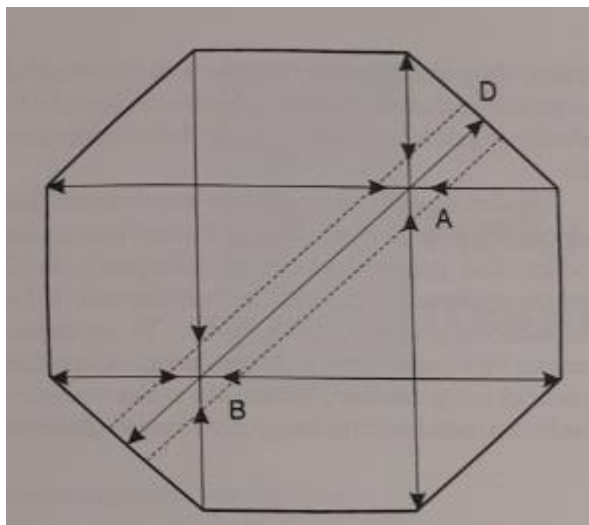
Tijekom rotacije gama kamere, snimaju se slojevi pomoću kojih se daljnjom obradom konstruira slika određenog presjeka tijela. S obzirom na raspodjelu radioizotopa u tijelu, mijenja se prosječna gustoća radioizotopa u stupcu presjeka tijela koji se promatra. Snimajući dijelove tijela pod različitim kutovima moguće je dobiti dubinsku raspodjelu aktivnosti u pojedinom stupcu. [7]

Kako je prije spomenuto, prostorna raširenost slike utječe na kvalitetu slike. Analizom dobivenih scintigrama dobija se *tomogram*. Zbog postojanja šuma, rekonstrukcijski matematički aparat ne daje dobre rezultate što se očituje u lošijoj rezoluciji slike. Međutim, lezije se bolje uočavaju na tomogramu nego na scintigramu. [7]

4.3 Pozitronska emisijska tomografija – PET

Pozitronska emisijska tomografija temelji se na pozitronskom raspadu. Pozitronskim raspadom nastaje antimaterija – pozitron. Prilikom sudara pozitrona i elektrona obje čestice isčeznu te dolazi do emitiranja γ zračenja, točnije dvije zrake γ zračenja koje odlaze na istom pravcu, u suprotnom smjeru. [7]

Detektori, koji su cirkularno razmješteni oko tijela, detektiraju γ zrake. Pozitronski izvor šalje parove γ zraka u svim smjerovima te ih registriraju detektori. Položaj izvora određuje se kao sjecište pravaca na kojima leže detektorski parovi. [7]



Slika 44. Određivanje položaja pozitronskih izvora [7]

PET metoda ne zahtjeva uporabu kolimatora iz razloga što anihilacijski fotoni istodobno dolaze na suprotne detektore. Prednosti PET metode nad SPECT metodom je bolja kvaliteta slike i veća osjetljivost detektiranja zračenja. [7]

5. Ostali uređaji na bazi rendgenskih zraka

5.1 Denzitometar

Atenuacija rendgenskog zračenja uvjetovana je gustoćom tkiva. Razlike u gustoći tkiva daju karakterističnu rendgensku sliku. Što je tkivo gušće, to sadrži veći broj elektrona. Broj elektrona u tkivu određuje hoće li u tkivu doći do atenuacije ili transmisije snopa fotona rendgenskog zračenja. Razlika između atenuacije i transmisije daje kontrast potreban za rekonstrukciju rendgenske slike. Kada bi se atenuacija mogla izmjeriti, bilo bi moguće odrediti gustoću tkiva. Ova pretpostavka temelj je za razvoj tehnike fotonske apsorpcije. Najjranije fotonske apsorpcijske tehnike koriste radioizotope za generiranje energije fotona. U daljnjem radu objašnjene su neke od tehnika. [17]

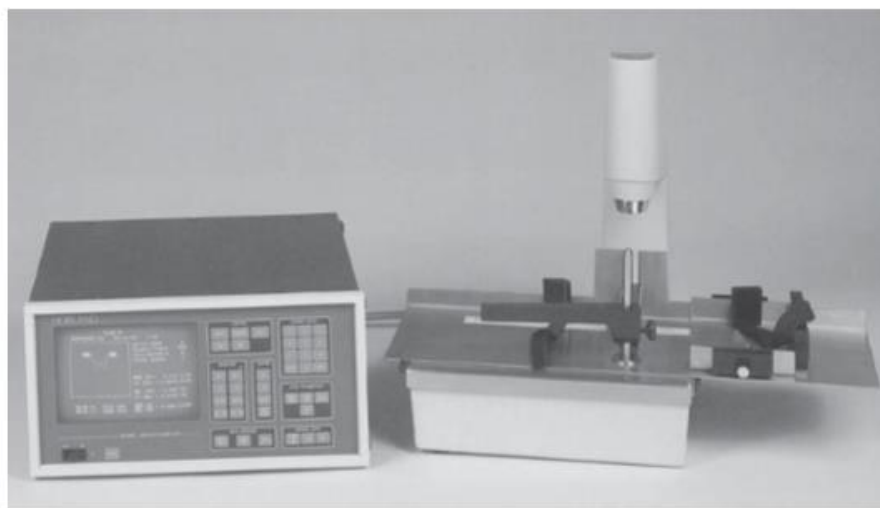
Tradicionalne rendgenske metode omogućuju pregled koštanih struktura. Međutim, takav pregled ne daje informacije o mineralnoj gustoći kostiju (BMD), koja je važna u ranom otkrivanju

osteoporoze. Denzitometrija kostiju pomaže u otkrivanju gubitka minerala u kostima u ranoj fazi. S naglaskom na preciznost u mjerenju i kraće vrijeme ekspozicije, razvijeni su uređaji koji koriste apsorpcijske tehnike. Prvobitno je razvijena jednofotonska apsorpcija (SPA) koristeći I – 125, pomoću kojeg se mogao izračunati BMD perifernih kostiju. Jednofotonsku apsorpciju zamijenila je dvofotonska apsorpcija (DPA) koja koristi ^{153}Gd . DPA ima veću točnost u mjerenju od BMD – a. Razvoj DXA omogućio je mjerenje BMD – a u mnogo kraćem vremenu nego DPA. Ostale prednosti uključuju male doze zračenja te izračun gustoće kostiju cijelog tijela. [17]

SPA

Jednofotonska apsorpcijska tehnika koristi se za određivanje gustoće kostiju prolaskom jednoenergetskog fotonskog snopa kroz kosti i meko tkivo. Količina minerala koja nailazi na snop fotona može biti izračunata oduzimanjem intenziteta snopa nakon prolaska kroz područje interesa. Scintilacijski detektor je korišten za mjerenje energije fotona nakon atenuacije kroz kosti i meko tkivo. Nakon izmjerene atenuacije fotona, usporedba s kalibracijskim standardom pomaže u određivanju količine minerala u kostima. [17]

Fotonski snop i detektor su kolimirani i kreću se kontinuirano jedno iza drugog preko područja interesa. ^{125}I na energiji 27,3 keV i ^{241}Am na energiji od 59,6 keV su korišteni za generiranje jednoenergetskog fotonskog snopa. [17]



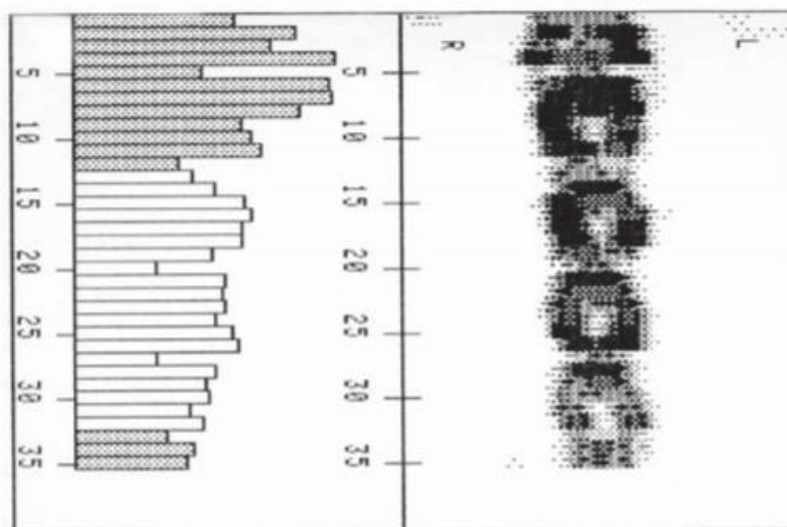
Slika 45. Starija verzija jednofotonskog apsorpciometra [17]

Za određivanje količine minerala u kostima potrebna je uniformna debljina tkiva duž cijelog područja interesa. Kako bi taj uvjet bio zadovoljen, ekstremiteti su morali biti uronjeni u vodu. SPA je uspješno služila u prognoziranju rizika od frakture kostiju. SPA je danas rijetko korištena metoda. [17]

DPA

Za razliku od SPA, DPA koristi izotope koji emitiraju energije fotona i daju dva različita fotoelektrična vrha. Kada snop zračenja prođe kroz područje interesa koje sadrži meko tkivo i koštanu strukturu, atenuacija se događa na oba energijska vrha. Ukoliko jedan energijski vrh dolazi od atenuacije kosti, distribucija mekog tkiva se može oduzeti i usporediti sa standardom. Sposobnost razdvajanja koštane strukture od mekog tkiva omogućuje mjerenje gustoće kostiju u onim područjima u kojima su kosti okružene velikim i nepravilnim masama mekog tkiva kao što su kralježnica i bedro. [17]

Najčešće korišten izotop u DPA je ^{153}Gd , koji emitira energije fotona na dva fotoelektrična vrha, 44 keV i 100 keV. Vrh koji se nalazi na energiji od 44 keV odgovara koštanoj strukturi. Atenuirani snop fotona se detektira NaI scintilacijskim detektorom i mjeri njegova vrijednost nakon prolaska kroz analizador. Izotop ^{153}Gd giba se zajedno s detektorom po pravocrtnoj putanji oko područja interesa i mjeri gustoću koštane strukture. [17]



Slika 46. Slika kralježnice [17]



Slika 47. Apsorpciometar [17]

U odnosu na SPA, DPA omogućuje izračunavanje gustoće kostiju u kralježnici i bedrima. Neki od problema kao što su kalcifikacija kostiju i artritis utječu na mjerenja i otežavaju izračunavanje gustoće kostiju. Razvojem nove tehnike, DXA, ovi problemi su riješeni. [17]

DXA

Kod DXA, za razliku od SPA i DPA, radioaktivni izotop koji je korišten kao izvor energije fotona, zamijenjen je rendgenskom cijevi. Razlog tomu je sprečavanje radioaktivnog raspada jezgre izotopa što može utjecati na vrijednosti mjerenja. Što je veće strujanje fotona kroz rendgensku cijev i manje žarišno mjesto, to je manje preklapanje između linija skeniranja što utječe na bolju rezoluciju slike. S obzirom da rendgenska cijev proizvodi snop koji obuhvaća velik raspon energije fotona, snop se sužava kako bi se proizvela dva različita fotoelektrična vrha za razdvajanje koštane strukture od mekog tkiva. To je postignuto koristeći K - rubne filtre. K - rubni filtri proizvode snop rendgenskog zračenja s velikim brojem fotona. Potreban energijski raspon je iznad K - rubne apsorpcije tkiva. K - rub je energija vezanja K-te ljuske elektrona. Potrebna energijska razina varira zbog vrste mekog tkiva. Važnost K - rubova je u tome kada energija fotona dosegne razinu K - rubova, transmisija fotona kroz tkivo naglo opada što znači da su fotoni maksimalno atenuirani. U tu svrhu koristi se filtar načinjen od cerija koji ima K - rubnu apsorpciju na energiji od 40 keV. Pri naponu 80 kV, spektar rendgenskog zračenja sadrži dva fotoelektričan vrha na energijama 40 i 70 keV. Koristeći filtar od samarija fotoelektrični vrhovi se nalaze na vrijednosti od 46,8 i 100 keV. [17]

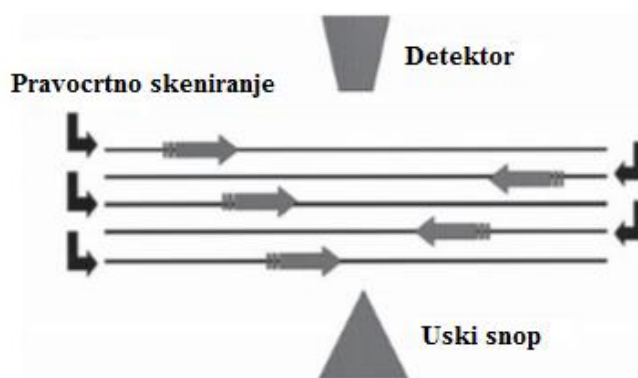


Slika 48. Moderni denzitometar [18]

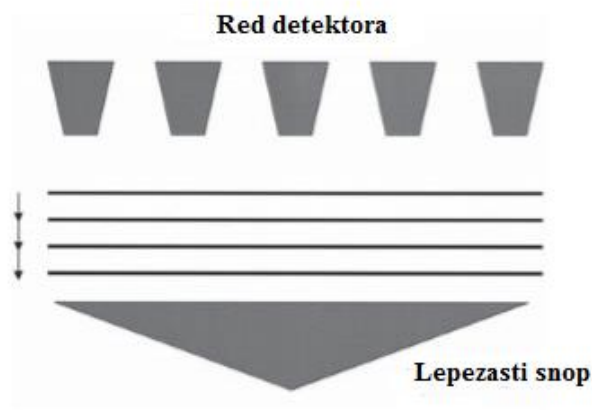
Uređaji bazirani na DXA tehnici koriste različite sustave za proizvodnju dva fotoelektrična vrha potrebna za razlikovanje koštane strukture i mekog tkiva. Umjesto K - rubnih filtara mogu se koristiti izmjenični impulsi na 70 kV i 140 kV. [17]

Koristeći DXA tehniku omogućena je pristupačnost cijelom skeletu. Istraživanje kralježnice moguće je provoditi s prednje, stražnje i bočne strane. Proučavanjem lumbalnog dijela kralježnice eliminiraju se efekti distrofije i kortikalni stražnji elementi koji mogu ometati mjerenje gustoće kostiju. Moguće je izmjeriti gustoću kostiju cijelog tijela. Vrijeme ekspozicije u usporedbi s DPA je smanjeno. Doza zračenja korištena pri snimanju je iznimno niska. DXA se koristi i za procjenu rizika od frakture kostiju. [17]

Uređaji koji koriste DXA tehniku dijele se na uređaje koji koriste uski snop i uređaje koji koriste lepezasti snop.



Slika 49. DXA denzitometar (uski snop) [17]



Slika 50. DXA Denzitometar (lepezasti snop) [17]

Razlika između denzitometara očituje se u širini snopa rendgenskog zračenja. Za razliku od uskog snopa, pomoću lepezastog snopa cijela linija skeniranja se može odmah izračunati. Također, poboljšanje se očituje i u rezoluciji slike. Razvoj tehnika snimanja koštane strukture doveo je do razvoja nove tehnike; MXA (Morphometric X – Ray Absorptiometry). Pomoću MXA slike kralježnice snimljene iz bočne projekcije mogu biti korištene za kompjutorsku analizu. [17]



Slika 51. kompjutorska analiza koštane strukture [17]

SXA

SXA (Single Energy X – Ray Absorptiometry) je korištena za izračun mineralne gustoće kostiju. Kao i DXA, SXA ne koristi radioaktivne izotope, ali zahtjeva vodu ili gel koji okružuju meko tkivo. Razvojem DXA koja ne zahtjeva korištenje vode i gela, SXA je zbog nepraktičnosti izašao iz uporabe. [17]

5.2 Mamograf

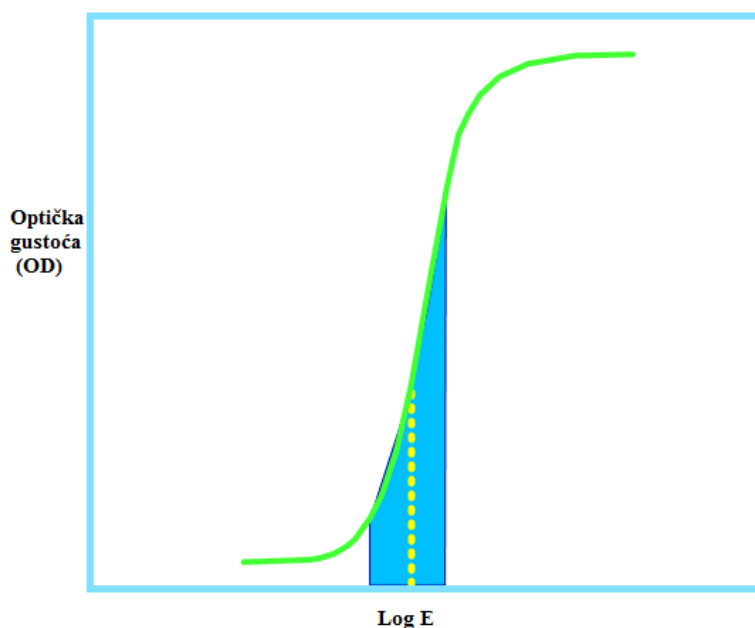
Mamografija je metoda pregleda dojke koristeći rendgensko zračenje. Osnovna svrha ove metode je rana detekcija raka dojke. Digitalna mamografija postala je uobičajena medicinska praksa tijekom zadnjeg desetljeća. Međutim, kako bi se razumjele i cijenile prednosti dijagnostičke evolucije otkrivanja raka dojke, potrebno je uočiti izazove i promjene koje su omogućile napredak u tehnologiji mamografije. [19]



Slika 52. Mamograf [20]

Mamografija probira (SFM) je standardni način detektiranja sumnjivih lezija u ranoj fazi. Film je vrlo koristan medij koji je optimaliziran zadnjih 50 godina. SFM ima visoku razinu osjetljivosti u detekciji lezija u tkivu dojke. Osjetljivost se smanjuje ukoliko je dojka građena od žljezdanog tkiva jer rak dojke na radiogramu ima gustoću sličnu žljezdanom tkivu. Iz tog razloga čak 20 % raka dojke nije vidljivo. Na jasnoću razabiranja utječe i sama kvaliteta filma. Nakon što je film izložen zračenju i obrađen, kontrast slike se ne može znatno poboljšati. Tek neznatna

poboljšanja se događaju korištenjem jakog svjetla i povećala. Različita područja slike dojke su prikazana ovisno o karakterističnoj reakciji na mamografski film. [19]



Slika 53. H & D krivulja za SFM sustav [19]

Prema slici 53, postoji korelacija između dinamičkog raspona (latituda) i rezolucije kontrasta slike (gradijent). H&D krivulja predstavlja vezu između izloženosti rendgenskom zračenju, gustoće slike i kontrasta. Zbog ograničenosti gustoće u tkivu dojke, mamografija zahtjeva visoki kontrast slike.

Digitalna mamografija ima određene prednosti u odnosu na SFM. Digitalni sustav razdvaja procese detekcije rendgenskog zračenja od procesa rekonstrukcije slike. Digitalni detektori imaju širi dinamički raspon u odnosu na film. Povećana efikasnost pri nižim dozama zračenja utječe na bolji prikaz fotona rendgenskog zračenja u odnosu na film. Povećanjem efikasnosti apsorpcije rendgenskog zračenja dolazi do bolje uočljivosti lezija. Naknadna obrada slike pomoću odgovarajućeg software – a može pomoći u otklanjanju sumnje od bolesti. [19] [20]

Nastanak slike

Za nastanak mamografske slike, rendgenske zrake moraju biti generirane iz izvora. Metalni filtar zaustavlja većinu nepoželjnih energija snopa prije nego zrake dodju u kontakt s tkivom. Kod SFM – a, automatska kontrola ekspozicije (AEC) će prekinuti zračenje kad dovoljan broj rendgenskih zraka bude transmitiran i prikazan na filmu uz dovoljnu količinu svjetlosti. Može se dogoditi da određeni dijelovi tkiva dojke ne budu dovoljno osvijetljeni zbog različite gustoće. Kod SFM sustava, ekran proizvodi svjetlost koje je proporcionalno količini energije rendgenskog zračenja. Film se obrađuje kemijskim postupcima kako bi se dobila trajna mamografska slika različite optičke gustoće. [19] [20] [21]

Kod digitalne mamografije, film je zamijenjen detektorom. Detektor je izložen snopu rendgenskih zraka kao i kod SFM sustava. Detektor proizvodi signal koji je proporcionalan intenzitetu fotona koji su transmitirani kroz tkivo dojke što omogućuje bolju transmisiju kroz sve dijelove dojke. Automatska kontrola ekspozicije u digitalnoj mamografiji ima ulogu otkrivanja šuma i određivanja doze zračenja. Nakon izlaganja zračenju, digitalni detektor proizvodi električni signal koji se digitalizira. [19] [20] [21]

Digitalni mamografski detektori

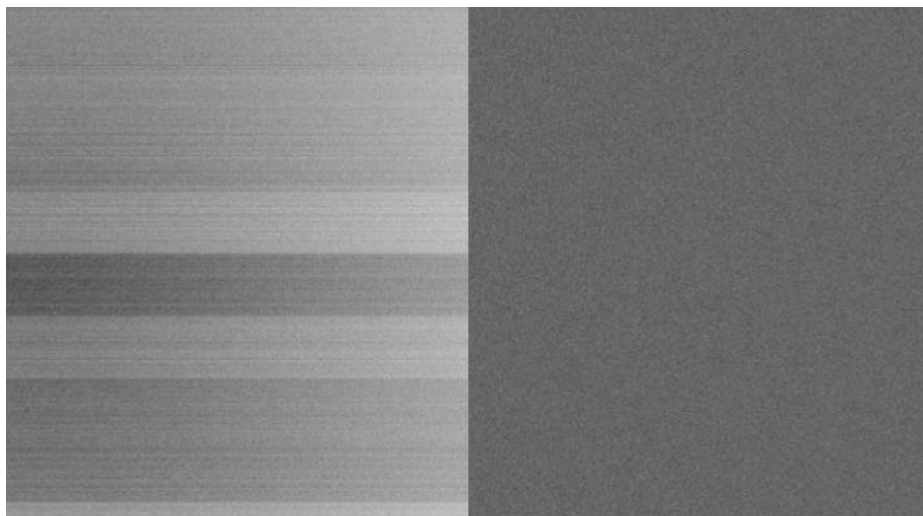
Detektor je jedna od najvažnijih komponenata digitalne mamografije. Obuhvaća cijeli spektar rendgenskog zračenja koje je transmitirano kroz različite dijelove dojke bez gubitka informacija. Pored toga detektor obavlja i sljedeće funkcije: pretvorbu transmitirane i apsorbirane energije u signal, prikupljanje signala, sekundarna pretvorba signala (detektori sačinjeni od fosfora) te digitalizacija informacija. Kvaliteta detektora očituje se u kvantnoj efikasnosti, osjetljivosti, prostornoj rezoluciji i mogućnosti eliminiranja šuma. [19] [20] [21]

Kvantna efikasnost i šum

Kvantna efikasnost opisuje količinu rendgenskih zraka koje dolaze na detektor, vrše interakciju i proizvode signal. Može se povećati povećanjem debljine detektora. Također, može se smanjiti koristeći visoke energije što smanjuje atenuacijski koeficijent. Kvantna efikasnost utječe na osjetljivost detektora. Ona će ovisiti o količini energije potrebne za proizvodnju elektrona.

Kvantni šum je rezultat nasumičnih fluktuacija snopa rendgenskog zračenja. Neovisan je o gustoći tkiva dojke. Za povećanje kvantnog šuma slike, količina rendgenskih zraka apsorbirana od strane

detektora mora biti povećana. To se postiže povećanjem vremena ekspozicije. Razvojem digitalne mamografije eliminira se tzv zrnatost slike i strukturalni šum. [19]



Slika 54. Korekcija šuma digitalnom mamografijom [19]

Detektorski sustavi

Postoje dva sustava rekonstrukcije mamografske slike. Prvi sustav prikazan je na slici.



Slika 55. FFDM detektorski sustav [19]

Detektor je nepomičan i sustav koristi rešetku kako bi se eliminiralo raspršenje rendgenskih zraka. Drugi tip sustava koristi pravokutan detektor. Detektor ovog tipa pomiče se preko područja

interesa u isto vrijeme kako se pomiče kolimirani snop rendgenskih zraka. Rešetka nije potrebna s obzirom da je raspršenje malo zbog kolimacije snopa. [19]

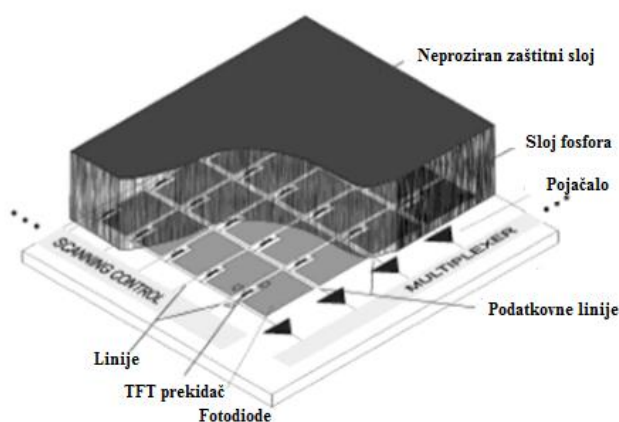


Slika 56. Digitalni mamografski sustav [19]

Tipovi detektora

Postoje različite vrste detektora koje se koriste u digitalnoj mamografiji. Koriste se u direktnoj radiografiji (DR) i kompjutoriziranoj radiografiji (CR).

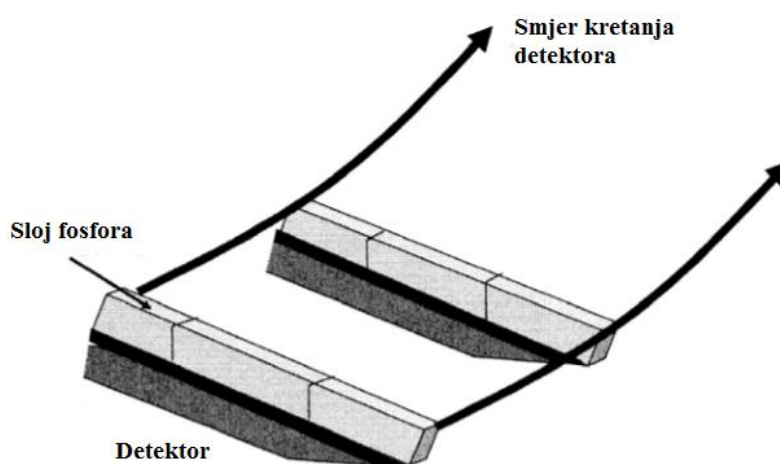
Fosforni ravni detektor, prikazan na slici, konstruiran je na podlozi sačinjenoj od amorfnog silicija. Matrično poredane fotodiode sa slojem CsI(Tl) su smještene na podlogu i imaju ulogu detekcije fluorescencije i stvaranje električnog naboja. Na fotodiodama se nalazi tanki TFT čitač koji je povezan s kontrolnim linijama. Aktiviranjem kontrolne linije aktivira se i TFT čitač. Signal koji dolazi sa čitača prenosi se preko pojačala i digitalizira. Digitalizirana informacija predstavlja informaciju koja odgovara jednom pixelu slike. [19]



Slika 57. Opći detektor [19]

Za ovaj tip detektora, CsI se koristi zbog svoje kristalne strukture. Za razliku od granula fosfora, CsI kristali korišteni u digitalnoj mamografiji imaju veću efikasnost pri prijenosu proizvedene svjetlosti zbog optičkih vlakana.

Fosforni – CCD sustav također koristi CsI(Tl) kao materijal za pretvorbu apsorbiranih rendgenskih zraka u detektoru. CsI(Tl) je smješten na pravokutnoj podlozi od optičkih vlakana. Vlakna provode svjetlost od CsI prema CCD – u. CCD (Charge – Coupled Device) je elektronski čip koji sadrži redove i kolone elemenata osjetljivih na svjetlost. CCD vrši pretvorbu svjetlosti u elektronski signal koji se digitalizira. [19]



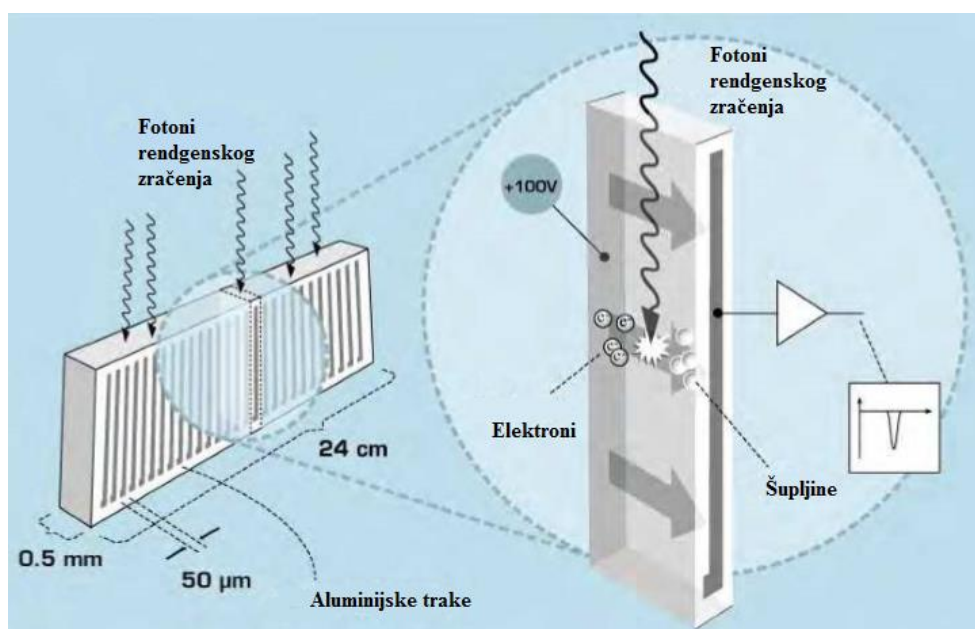
Slika 58. Shematski prikaz detektorskog sustava [19]

Detektorski sustav je dugačak, uzak i pravokutnog oblika. Snop rendgenskog zračenja usmjeren je na usko područje. Naboj stvoren na CCD – u prenosi se duž kolone od reda do reda kontinuirano, ali u smjeru suprotnom od kretanja detektora. Nakupina naboja se integrira i interpretira u odnosu na transmisiju rendgenskih zraka kroz tkivo dojke. Prednost ovog sustava je korištenje uskog snopa što omogućuje snimanje samo jednog dijela dojke u određenom vremenu, smanjenje doze zračenja te izostanak rešetke zbog neznatne doze raspršenja zračenja. [19]

Selenijski detektor sadrži tanak sloj amorfnog selenija ($100 - 200 \mu\text{m}$) za apsorpciju rendgenskih zraka. Prilikom apsorpcije, elektroni koji se nalaze u seleniju se oslobađaju. Tako oslobođeni elektroni i pripadne šupljine stvaraju elektron – šupljina par. Par elektron – šupljina

reproducira signal. Taj signal nakuplja se na elektrodi, točnije na TFT čitaču. Konverzija signala analogna je konverziji signala kod fosfnog CCD sustava. [19]

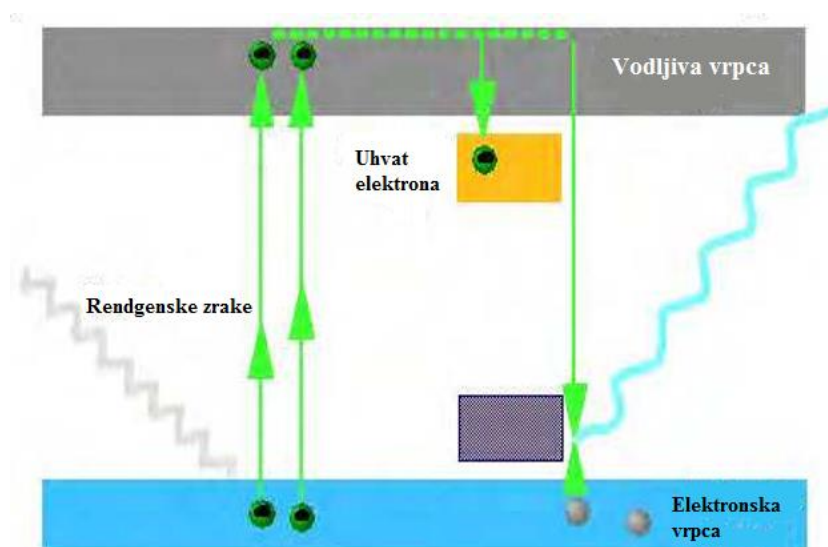
Kvantni detektori koji broje fotone rendgenskog zračenja rade na principu brojanja fotona rendgenskog zračenja svih energija. Zbog jedinstvenog dizajna detektor proizvodi elektronski impuls pri svakoj interakciji rendgenskih zraka s detektorom. Prikupljeni impulsi čine signal koji predstavlja jedan pixel pri rekonstrukciji slike. Prednost ovog sustava je izostanak smetnji povezanih s pretvorbom energije. Napretkom tehnologije, došlo je do razvoja dvojnog kvantnog sustava mjerenja fotona rendgenskog zračenja. Detektorski sustav koristi kristalni silicij. Kolimirani snop rendgenskih zraka i detektor se kreću sinhrono preko područja interesa. Rendgenske zrake su apsorbirane od strane kristala silicija. Parovi elektron – šupljina su prikupljeni u električnom polju i pretvoreni u signal. [19]



Slika 59. Kvantni detektori koji broje fotone rendgenskog zračenja [19]

PSP sustav

PSP (Photostimulable Phosphor) sustav se koristi u kompjutoriziranoj radiografiji. Sustav se bazira na principu fotostimulirane luminiscencije. Energija apsorbiranih rendgenskih zraka uzrokuje oslobađanje elektrona iz kristala fosfora i uhvat oslobođenih elektrona u kristalnu rešetku (slika 60.). [19]



Slika 60. Shematski prikaz osobađanja elektrona iz kristala fosfora i njihov uхват u kristalnu rešetku [19]

CR slika se rekonstruira pomoću uređaja za očitavanje. Uređaj za očitavanje skenira podatke pomoću crvenog laserskog snopa u ortogonalnoj projekciji. Laserski snop će osloboditi elektrone iz kristalne rešetke i vratiti ih u početno stanje u kristalnoj strukturi. Po povratku, elektroni prolaze između energetske razina stvorenih prilikom interakcije kristalne strukture s određenim materijalima. Materijali ugrađeni u kristalnu strukturu emitiraju plavu svjetlost koja je proporcionalna apsorbiranoj energiji rendgenskih zraka. Emitirana svjetlost se mjeri sustavom sačinjenim od fotomultiplikacijske cijevi i optičkog filtra za eliminaciju crvene svjetlosti. [19]

6. Zaštita od zračenja

6.1 Koncept osobne dozimetrije

Dozimetrija je postupak mjerenja i procjenjivanja doze zračenja pomoću odgovarajuće aparature. Dva su tipa izlaganja zračenju

- Vanjska izloženost zračenju
- Unutrašnja izloženost zračenju

Postoje tri metode koje se koriste za određivanje doze zračenja: osobna dozimetrija, neposredno praćenje mjerenja izmjerenih doza ili koncentracija radioaktivnih tvari u zraku i neposredno praćenje koristeći analizu prirodne okoline. [4]

Primarna svrha koncepta osobne dozimetrije je ustanoviti doze izlaganja zračenju za radnike u području izlaganja ionizirajućem zračenju. Vanjska izloženost zračenju nadzire se detektorima – dozimetrima koje radnici i svi koji se nalaze u području izlaganja ionizirajućem zračenju su obavezni nositi. Unutrašnja izloženost zračenju nadzire se mjerenjem prisustva radioaktivnih tvari u tijelu ili mjereći tvari koje tijelo izluči. [4]

Granice doze

Granice doze propisane po Pravilniku o zaštiti od zračenja odnose se na ekvivalentne i efektivne ekvivalentne doze. Granice se postavljaju kako bi se maksimalno smanjio rizik od potencijalnog izlaganja ionizirajućem zračenju. Učinci koje zračenje može uzrokovati, a utječe negativno na ljudsko zdravlje klasificirani su u dvije podjele: stohastički i deterministički učinci. [22]

Stohastički učinak pojavljuje se s vjerojatnošću koja je proporcionalna primljenoj dozi zračenja. Utjecaj stohastičkog učinka na tijelo ne ovisi o dozi. Moguće je primiti male doze tijekom dužeg vremenskog perioda ili jednu veliku dozu. Primjeri stohastičkih učinaka su rak i nasljedne bolesti. [4]

Deterministički učinak uzrokovan je povećanjem doze zračenja koja prelazi određeni prag doze. Primjeri determinističkih učinaka su opekline kože i zamagljenost vida.

Granice efektivne ekvivalentne doze zračenja smanjuju vjerojatnost stohastičkih učinaka. Ove restrikcije također vrijede i za determinističke učinke u gotovo svim tkivima i organima.

Osoba	Vremenski period	Granica efektivne doze (mSv)
Radnik u području izloženosti ionizirajućem zračenju, uključujući trudnice u području izloženosti ionizirajućem zračenju	a) 1 godina	50
	b) 5 godina	100
Trudnica u području izloženosti ionizirajućem zračenju	9 mjeseci	4
Osoba koja ne radi u području izloženosti ionizirajućem zračenju	1 godina	1

Tablica 1. Propisane granice efektivne ekvivalentne doze [4]

Vrijednosti prikazane u tablici 1 nisu dovoljno male kako ne bi utjecale na kožu (kožu na rukama i stopalima) i oko. Navedeni dijelovi tijela su osjetljiviji na zračenje. U tablici 2 prikazane su granice ekvivalentne doze za očnu leću i kožu. [22]

Organ ili tkivo	Osoba	Vremenski period	Ekvivalentna doza (mSv)
Očna leća	a) radnik u području izloženosti ionizirajućem zračenju	1 godina	150
	b) ostalo stanovništvo	1 godina	15
Koža	a) radnik u području izloženosti ionizirajućem zračenju	1 godina	500
	b) ostalo stanovništvo	1 godina	50
Ruke i stopala	a) radnik u području izloženosti ionizirajućem zračenju	1 godina	500
	b) ostalo stanovništvo	1 godina	50

Tablica 2. Propisane granice ekvivalentne doze [4]

Granice doze usklađene su sa znanstvenim dokazima izloženosti zračenju. Granice za radnike u području izlaganja ionizirajućem zračenju postavljene su na razinu ispod koje ne može doći do posljedica opasnih po zdravlje. Kao mjera opreza, pretpostavlja se da svako izlaganje zračenju nosi određeni rizik. Iz tog razloga, svaku izloženost zračenju treba svesti na najmanju

moguću mjeru prema ALARA principu (As Low As Reasonably Achievable) uzimajući u obzir socijalne i ekonomske faktore. [4]

Dozimetri

Dozimetar je uređaj za detekciju ionizirajućeg zračenja. Svi tipovi dozimetara koji se koriste u osobnoj dozimetriji moraju zadovoljavati određene karakteristike. Dozimetri koji su namijenjeni za nošenje ispod odjeće moraju biti mali i mehanički otporni. Ovisno o upotrebi, postoje jednokratni dozimetri (filmski dozimetar) i višekratni dozimetri (TLD, OSL, scintilacijski detektor, plinski brojač). [4]

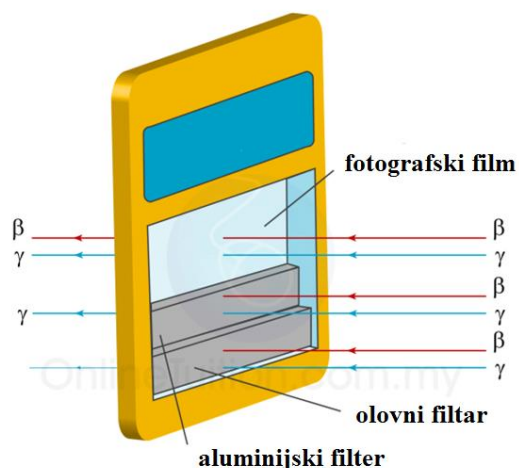
Filmski dozimetar

Filmski dozimetar sastoji se od dva (za detekciju rendgenskog i gama zračenja) ili tri (za detekciju rendgenskog, gama i neutronske zračenja) fotografska filma umotana u papir koji ne propušta svjetlost. Ionizirajuće zračenje prolaskom kroz srebrni halid uzrokuje zacrnenje filma. Stupanj zacrnenja filma naziva se optička gustoća filma i računa se prema formuli

$$OD = \log \frac{I_0}{I}$$

gdje je I_0 intenzitet bez filma, a I intenzitet s filmom. [4]

Optička gustoća može se izmjeriti koristeći optički denzitometar. Fotografski film korišten u dozimetru je energijski ovisan u području nižih energija (0,2 MeV). To dolazi od činjenice da fotoelektrični presjek za srebro u emulziji raste brže nego u zraku ili tkivu kako se energija fotona smanjuje ispod 200 keV. Maksimalna osjetljivost je uočena pri 30 – 40 keV. Ispod te energije, osjetljivost filma opada zbog atenuacije zračenja. Zbog visoke energijske ovisnosti, dozimetar može pokazati krive vrijednosti za energije ispod 200 keV. Zbog toga, fotografski film se kalibrira zračenjem iste energije kao energija zračenja koje se detektira. Spremnik fotografskog filma dizajniran je na način da zračenje može proći direktno kroz fotografski film ili kroz filtre izrađene od aluminija, bakra, kadmija, kositra i olova, ovisno o vrsti zračenja koje se detektira. Ukoliko se ne čuva na suhom i hladnom mjestu s vremenom fotografski film blijedi što uzrokuje slabiju detekciju zračenja. [4]



Slika 61. Filmski dozimetar [22]

TLD (termoluminiscentni dozimetar)

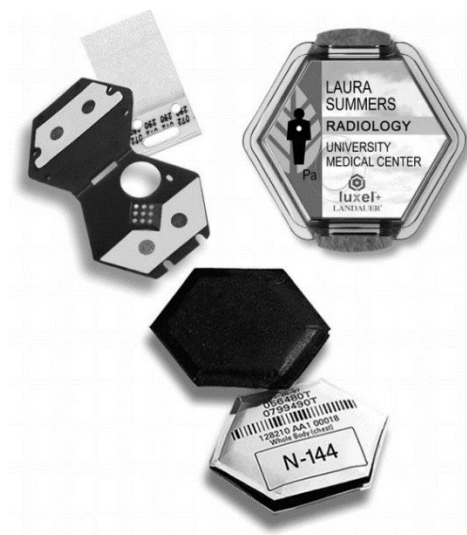
Različiti kristali emitiraju svjetlo pod utjecajem termalnog pobuđenja atoma i molekula nakon što su izloženi zračenju. Ta pojava se naziva termoluminiscencija, a dozimetri bazirani na ovom principu termoluminiscentni dozimetri. Neki od TLD kristala su LiF, $\text{CaF}_2\text{:Mn}$, $\text{CaSO}_4\text{:Tm}$, $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7\text{:Cu}$ i LiF:Mg, Ti. Apsorpcija energije zbog pobuđivanja atoma u kristalu rezultira stvaranjem slobodnih elektrona i šupljina. Nečistoće u materijalu uzrokuju stvaranje lokaliziranih energetske nivoa koji se nalaze između vodljive i valentne vrpce. Ti nivoi mogu uhvatiti elektron ili šupljinu. Termalnim pobuđivanjem kristala slobodni elektroni se počinju gibati i bivaju privučeni u luminiscentne centre. Rekombinacija elektrona i šupljina uzrokuje oslobađanje energije u obliku svjetlosti. Svaki nastali svjetlosti signal pomoću fotomultiplikacijske ćelije se detektira i pojačava. [23]



Slika 62. TLD dozimetar [23]

OSL – dozimetri na bazi optički stimulirane luminiscencije

Nadzor okoliša sa TLD dozimetrima zahtjeva uporabu fosfornog sloja koji je puno osjetljiviji nego dozimetri koji se rabe za radnika u području izloženosti ionizirajućem zračenju. Povećana osjetljivost omogućena je zbog optički stimulirane luminiscencije. Primjer takvog dozimetra je $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$, prikazan na slici. [4]

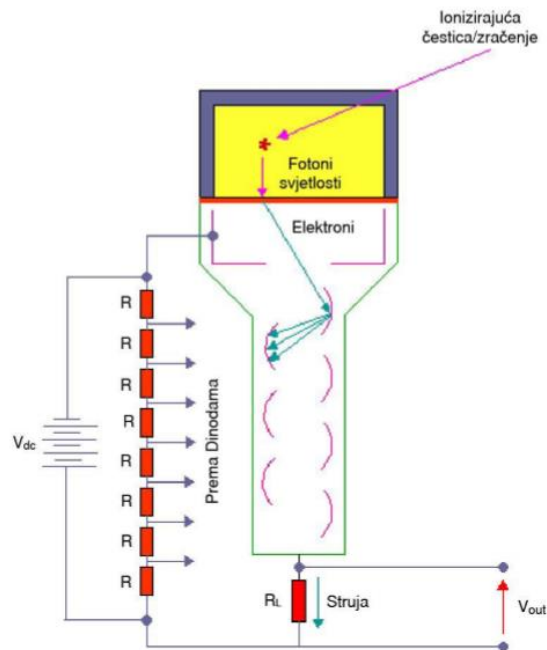


Slika 63. Optički stimuliran dozimetar [4]

Dozimetarski sklop je smješten je u plastičan omot. Nakon izlaganja zračenju, podaci s dozimetra se čitaju pomoću laserske svjetlosti. To uzrokuje luminiscenciju $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$, čiji je stupanj luminiscencije proporcionalan dozi zračenja. [4]

Scintilacijski detektor

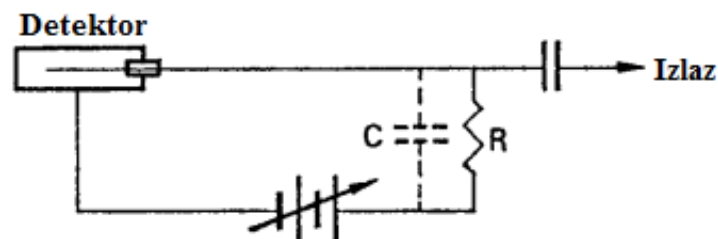
Scintilacijski detektor je prvi uređaj pomoću kojeg se mjerila doza zračenja. Pretvara kinetičku energiju ionizacijskog zračenja u svjetlost. Koristeći scintilacijski materijal kao što je NaI(Tl), CsI(Tl), KI(Tl), antracen, plastika i tekućina mogu se detektirati različite vrste zračenja (gama zračenje i β čestice). Fotoni gama zračenja, prolazeći kroz kristal, reagiraju s atomima kristala fotoelektričnom apsorpcijom, Comptonovim raspršenjem i tvorbom para. Fotoelektrična interakcija u kristalu proizvodi monoenergetske fotoelektrone koji proizvode svjetlosne impulse jednakog intenziteta. Comptonovo raspršenje daje kontinuirani spektar energije. Raspršeni foton može izaći iz kristala ili može reagirati ponovno s atomima kristala fotoelektričnom apsorpcijom ili Comptonovim raspršenjem. [4]



Slika 64. Shematski prikaz scintilatora [4]

Plinski brojač

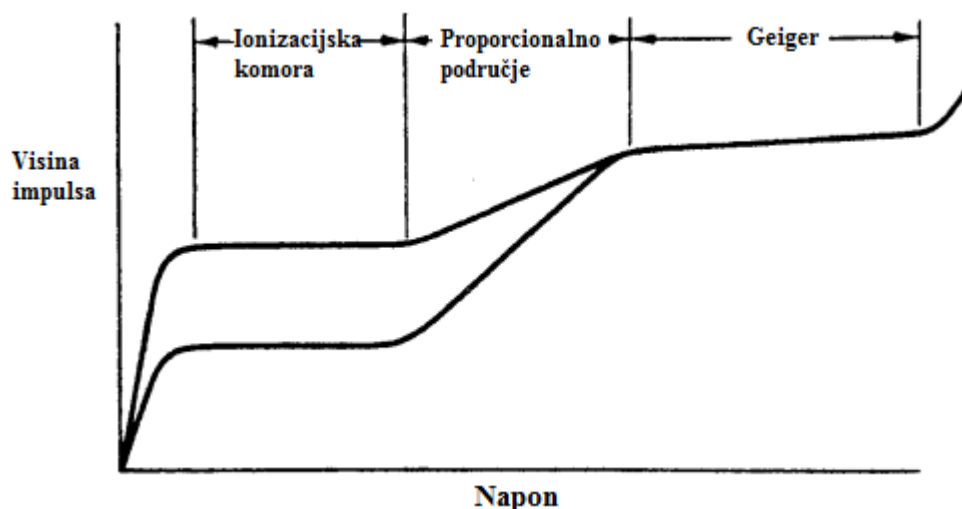
Osnovni sklop plinskog brojača prikazan je na slici.



Slika 65. Strujni krug plinskog detektora [4]

Sustav se sastoji od izvora napona U , otpornika R i komore ispunjene plinom D , koja ima dvije koaksijalne elektrode izolirane jedna od druge. Zbog proizvodnje iona u detektoru prilikom izlaganja zračenju, plin postaje električki vodljiv. Tri su vrste plinskog brojača: ionizacijska komora, proporcionalan brojač i Geiger – Muellerov (GM) brojač. [4]

Ukoliko se konstantan tok zračenja propušta kroz detektor, uz varirajući napon, može se definirati nekoliko područja od bitnog značaja.



Slika 66. Krivulja plinskog brojača [4]

Porastom napona od 0 do relativno niskih vrijednosti, prvo područje je definirano. Svoju primjenu tu pronalazi ionizacijska komora. Broj elektrona sakupljenih na anodi jednak je broju elektrona proizvedenih primarnom ionizacijom čestice. Veličina impulsa je također određena samo brojem elektrona. Ne postoji multiplikacija iona tijekom sekundarne ionizacije. Služi za detekciju teških čestica. [4]

Povećanjem napona, dolazi do stvaranja sekundarnih iona sudarom. To je drugo područje gdje svoju primjenu pronalazi proporcionalni brojač. Multiplikacija iona u plinu, tzv *lavinski proces*, povećava se povećanjem napona duž anode. Kako je izlazni impuls određen brojem elektrona sakupljenih na anodi, veličina impulsa proporcionalna je visokom naponu. Koristi se za razlikovanje α i β čestica. [4]

Daljnijim porastom napona, nastavlja se lavinski proces i prelazi se u treće područje gdje svoju primjenu pronalazi Geiger – Mullerov brojač. Veličina impulsa u ovom području, neovisno o prirodi primarne ionizacije, ostaje ista. Uređaj se ne može koristiti za detekciju vrste zračenja iz razloga što je veličina impulsa neovisna o energiji. [4]

6.2 Štitovi i kolimatori

Štitovi i kolimatori koji se koriste u radiološkoj dijagnostici od iznimne su važnosti. Zaštita rendgenske prostorije uključuje točno definirane dimenzije prostorije u kojoj se nalazi izvor zračenja, normative za zaštitu podova, zidova i stropova, zaštita vrata i prozora prostorije u kojoj

se nalazi dijagnostička oprema. Osim zaštite same prostorije, rendgenski uređaji moraju biti zaštićeni (sloj olova u zračniku rendgenske cijevi). [7]

Jedan od neželjenih efekata koji se događa prilikom zračenja je raspršeno zračenje. Ono nastaje prilikom sudara rendgenskih zraka s česticama materije. To se događa u tijelu osobe koja je izložena zračenju. U svrhu prevencije raspršenja zračenja postavljaju se zaštitne naprave na rendgenski uređaj izrađene od olova. Debljina olova koja se koristi je 2 – 2,5 mm. Kolimatori (štitovi s kanalima koji fokusiraju zračenje) najčešće se izrađuju od olova. Najvažnija svrha korištenja kolimatora je smanjenje raspršenog zračenja. Postoji nekoliko vrsta kolimatora: paralelni, konvergentni, divergentni i pinhole. [7]

Dodatna zaštita od zračenja uključuje svođenje vremena izlaganja ionizirajućem zračenju na minimum. S obzirom da intenzitet zračenja opada s kvadratom udaljenosti, preporuča se udaljavanje osobe od izvora zračenja (ukoliko je moguće). Kolimacija snopa zračenja i nošenje zaštitne opreme uvelike smanjuje nepotrebnu izloženost zračenju. [7]

Zaštitna oprema koje se koristi za zaštitu osobe izložene zračenju, ali i radnika u području izloženosti ionizirajućim zračenjem uključuje

- Zaštitne pregače
- Zaštitne rukavice
- Štitnik za vrat
- Zaštitne naočale
- Štitnici za ovarije i sjemenike osobe izložene zračenju [7]

6.3 Zakonska regulativa

Prema Državnom zavodu za radiološku i nuklearnu sigurnost, propisani su zakoni i zakonski pravilnici kako slijedi.

- Zakon o radiološkoj i nuklearnoj sigurnosti ([NN 141/13](#)), ([NN 39/15](#))
- Zakon o prijevozu opasnih tvari ([NN 79/07](#))
- Pravilnik o sadržaju zahtjeva za dobivanje suglasnosti za početak ili prestanak rada ili razgradnju nuklearnog postrojenja ([NN 47/17](#))
- Pravilnik o vrednovanju lokacije za nuklearno postrojenje ([NN 38/17](#))
- Pravilnik o popisu i sadržaju dokumenata za odobrenje nuklearnih djelatnosti ([NN 29/17](#))

- Pravilnik o sadržaju zahtjeva za dobivanje suglasnosti za odobrenje za početak pokusnog rada nuklearnog postrojenja (NN 29/17)
- Pravilnik o izvješću o analizi sigurnosti za nuklearna postrojenja (NN 29/17)
- Pravilnik o ovlaštenim izvršiteljima na području nuklearne sigurnosti (NN 29/17)
- Pravilnik o uspostavi programa osiguranja kvalitete u upravljanju nuklearnim postrojenjima (NN 29/17)
- Pravilnik o uvjetima nuklearne sigurnosti za davanje suglasnosti za gradnju nuklearnog postrojenja (NN 36/16), (NN 79/16)
- Pravilnik o službenoj iskaznici i znački inspektora za radiološku i nuklearnu sigurnost (NN 125/15)
- Pravilnik o obrazovanju potrebnom za rukovanje izvorima ionizirajućeg zračenja i primjenu mjera radiološke sigurnosti (NN 97/15), (NN 10/16)
- Pravilnik o kriterijima za klasificiranje podataka iz djelokruga Državnog zavoda za radiološku i nuklearnu sigurnost (43/14)
- Pravilnik o ovlašćivanju stručnih tehničkih servisa za obavljanje stručnih poslova zaštite od ionizirajućeg zračenja (NN 72/11)
- Pravilnik o fizičkom osiguranju radioaktivnih izvora, nuklearnog materijala i nuklearnih objekata (NN 38/12)
- Pravilnik o mjerenju osobnog ozračenja, ispitivanju izvora ionizirajućeg zračenja i uvjeta rada te o izvješćima i očevidnicima (NN 41/12), (NN 89/13)
- Pravilnik o odobrenjima i dozvolama za uporabu i promet izvora ionizirajućeg zračenja (NN 71/12), (NN 89/13)
- Pravilnik o opsegu i sadržaju plana i programa mjera za slučaj izvanrednog događaja te izvješćivanja javnosti i nadležnih tijela (NN 123/12)
- Pravilnik o nadzoru i kontroli prekograničnog prijevoza radioaktivnog otpada i istrošenog goriva (NN 11/13)
- Pravilnik o uvjetima i mjerama zaštite od ionizirajućeg zračenja za obavljanje djelatnosti s radioaktivnim izvorima (NN 41/13)
- Pravilnik o uvjetima i mjerama zaštite od ionizirajućeg zračenja za obavljanje djelatnosti s električnim uređajima koji proizvode ionizirajuće zračenje (NN 41/13)
- Pravilnik o uvjetima i načinu izdavanja i oduzimanja odobrenja za ambalažu za prijevoz radioaktivnih i nuklearnih materijala (NN 42/13), (NN 19/17)
- Pravilnik o granicama ozračenja (NN 59/13)
- Pravilnik o zdravstvenim uvjetima izloženih radnika i osoba koje se obučavaju za rad s izvorima ionizirajućeg zračenja (NN 80/13)

- Pravilnik o uvjetima za primjenu izvora ionizirajućeg zračenja u medicini i dentalnoj medicini (NN 89/13)
- Pravilnik o praćenju stanja radioaktivnosti u okolišu (NN 121/13)
- Pravilnik o načinu i postupku nadzora prilikom uvoza ili izvoza materijala za koji postoji opravdana sumnja da je onečišćen radionuklidima ili sadrži radioaktivne izvore (NN 114/07)
- Pravilnik o načinu uklanjanja radioaktivnog onečišćenja, zbrinjavanja radioaktivnog izvora, odnosno poduzimanja svih drugih prijeko potrebnih mjera radi smanjenja štete za ljude i okoliš ili uklanjanja daljnjih rizika, opasnosti ili šteta (NN 53/08)
- Pravilnik o uvjetima za projektiranje, gradnju te uklanjanje građevina u kojima su smješteni izvori ionizirajućeg zračenja ili se obavljaju djelatnosti s izvorima ionizirajućeg zračenja (NN 99/08)
- Pravilnik o visini naknada, vrstama i visini dodatnih troškova te načinu plaćanja za poslove koje obavlja državni zavod za zaštitu od zračenja (NN 89/09)
- Uredba o uvjetima te načinu zbrinjavanja radioaktivnog otpada, iskorištenih zatvorenih radioaktivnih izvora i izvora ionizirajućeg zračenja koji se ne namjeravaju dalje koristiti (NN 44/08)
- Uredba o mjerama zaštite od ionizirajućeg zračenja te intervencija u slučaju izvanrednog događaja (NN 102/12) [24]

7. Zaključak

Upotreba ionizirajućeg zračenja u medicinskoj dijagnostici našla je široku primjenu. Razvoj tehnologije omogućio je konstrukciju dijagnostičkih medicinskih uređaja čija je svrha pravovremeno dijagnosticiranje bolesti. Poboljšanja u tehničkim specifikacijama uređaja dovode do smanjenja vremena ekspozicije što uvelike doprinosi sigurnosti ljudi izloženih ionizirajućem zračenju. Unatoč tomu, svako izlaganje ionizirajućem zračenju može imati posljedice štetne po zdravlje bez obzira na dozu zračenja. Korištenjem odgovarajućih zaštitnih mjera prilikom izlaganja ionizirajućem zračenju te pravilnim rukovanjem radiološkom opremom štitimo sebe kao i sve u našoj okolini.

8. Literatura

- [1] Cherry, S., Phelps, M., Sorenson, J.(2012). *Physics in Nuclear Medicine*. Philadelphia: Elsevier Saunders.
- [2] Hricak, H.(2002). Radiology in 2002 and beyond. *Acta Clin Croat*, 41, 5-7
- [3] Meštrović, T.,Prlić,I., Surić Mihić, M., Šiško, J. (2013). *Koncept osobne dozimetrije i osnovne fizikalne veličine u osobnoj dozimetriji*. Institut za medicinska istraživanja i medicinu rada. Zagreb.
- [4] Minister of Public Works and Government Services Canada.(2011). *Introduction to Dosimetry*. Canadian Nuclear Safety Commission. Canada.
- [5] Grupen, H.(2010). *Introduction to Radiation Protection*.Siegen: Springer.
- [6] Hoeschen, C.,Mattsson, S.(2008).Radiation Protection in Nuclear Medicine.Berlin:Springer.
- [7] Eterović, D., Janković, Stipan.(2002). Fizikalne osnove i klinički aspekti medicinske dijagnostike.Zagreb:Medicinska naklada.
- [8] W. Linton, O.(1995). *Medical Applications of X rays*.
- [9] Morton, E.R.(1918). A text – book of Radiology (X - Rays).St. Luis:C.V.Mosby Company
- [10] *Pausch Medical – Uromat*.Preuzeto 15.06.2017. sa <https://www.pauschmedical.com/portfolio/products/uromat>.
- [11] Hsich, J.(2009).Computed Tomography.Principles,Design,Artifacts and Recent Advances.Washington:Spie Press.
- [12] *National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering*. Preuzeto 20.06.2017. sa <https://www.nibib.nih.gov/science-education/science-topics/>
- [13] Semnić, R.(2005). *CT toraksa i abdomena*. Sremska Kamenica: Graph Style.
- [14] *Cyber Physics*. Preuzeto 20.06.2017. sa cyberphysics.co.uk/topics/medical/Ctscanner.htm
- [15] Radiography. Preuzeto 20.06.2017. sa wikiradiography.net/page/Gantry

- [16] St. Michael's. Preuzeto 20.06.2017. sa stranice
<http://www.medicalimagingexcellence.com/research-topics/computed-tomography/>
- [17] Bonnik, S. L.(2004). Bone Densitometry in Clinical Practice. Application and Interpretation. New Jersey: Humana Press
- [18] *Medical Centar*.Preuzeto sa <https://www.medical-centar.hr/proizvod/denzitometar-za-cijelo-tijelo-dexxum-t/>
- [19] Kumiak, C.M.(2012). *Digital Mammography*. University of North Carolina.
- [20] Babić,I., Hajdinjak T., V.(2014). Mammography Screening – How Persistent Should We Be in the Recommendations. Coll Antropol, 38(2), 207 – 209.
- [21] Ebling, B., Gmajnić, Majnarić – Trtica, Lj., R., Pribić, S., Vranješ, Ž.(2010).Screening with Mammography Organized by Family Physicians Teams: Ehat Have We Learnt. Coll Antropol, 34(3), 871 – 876.
- [22] *Dozimeter*. Preuzeto 7.7.2017 sa
<https://www.spmphysics.onlinetuition.com.my/2013/08/film-badge-dosimeter>
- [23] TLD dozimeter. Preuzeto 7.7.2017 sa https://www.adm.uwaterloo.ca/infons/hse/X-ray/detection/TLD/xray_tld.html
- [24] *Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost*. Preuzeto 7.7.2017. sa
http://cms.dzrns.hr/propisi_i_dokumenti/propisi.